

UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA  
CENTRO DE TECNOLOGIA  
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE PRODUÇÃO MECÂNICA

ISABELLE MARIA SPOHR PANKOV DE MEDEIROS

**PROJETO CENTRADO NO USUÁRIO:** EXPERIÊNCIA DE DESENVOLVIMENTO DE  
UMA ÓRTESE DE MEMBRO SUPERIOR

JOÃO PESSOA  
ABRIL DE 2019

ISABELLE MARIA SPOHR PANKOV DE MEDEIROS

**PROJETO CENTRADO NO USUÁRIO: EXPERIÊNCIA DE DESENVOLVIMENTO DE  
UMA ÓRTESE DE MEMBRO SUPERIOR**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação  
apresentado à Coordenação do Curso de Engenharia  
de Produção Mecânica da Universidade Federal da  
Paraíba como requisito para obtenção do título de  
Bacharel em Engenharia de Produção Mecânica, sob  
orientação do Professor Dr. Fabio Morais Borges.

JOÃO PESSOA

ABRIL DE 2019

M488p Medeiros, Isabelle Maria Spohr Pankov de.

PROJETO CENTRADO NO USUÁRIO: EXPERIÊNCIA DE  
DESENVOLVIMENTO DE UMA ÓRTESE DE MEMBRO SUPERIOR /  
Isabelle Maria Spohr Pankov de Medeiros. - João Pessoa,  
2019.

67 f.

Orientação: Fabio Morais Borges.  
Monografia (Graduação) - UFPB/CT.

1. Desenvolvimento de produtos. 2. Órtese. 3.  
Tecnologia Assistiva. 4. Projeto centrado no usuário.  
5. Design centrado no usuário. I. Borges, Fabio Morais.  
II. Título.

UFPB/BC



UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA  
CENTRO DE TECNOLOGIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO

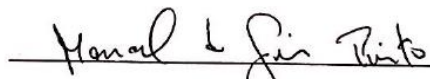
FOLHA DE APROVAÇÃO


Aluna: ISABELLE MARIA SPOHR PANKOV DE MEDEIROS

Título do trabalho: PROJETO CENTRADO NO USUÁRIO: EXPERIÊNCIA  
DE DESENVOLVIMENTO DE UMA ÓRTESE DE MEMBRO  
SUPERIOR

Trabalho de Conclusão do Curso defendido e aprovado em 02/05/19 pela banca examinadora:

  
Orientador - Prof. Dr. Fábio Morais Borges.

  
Examinador interno - Prof. Dr. Manoel de Góis Pinto

  
Examinadora Externa - Profa. Dr. Bárbara Jansê de W. Barroso.

## RESUMO

O campo de desenvolvimento de produtos para pessoas com deficiência ainda oferece muito espaço para a exploração e criação de novas tecnologias e processos. Assim, este projeto soma-se aos estudos de desenvolvimento de produtos assistivos ao objetivar a produção de uma órtese de membro superior para atender as necessidades específicas de uma criança com hemiplegia espástica. Tomou-se o Design Centrado no Usuário (DCU), como abordagem para o desenvolvimento de produto, onde todas as decisões do produto foram norteadas pelas necessidades do usuário, ouvindo as expectativas dos pais e também a avaliação do fisioterapeuta da criança. O desenvolvimento do projeto foi dividido em três etapas. Primeiramente, foram identificadas as necessidades e requisitos do usuário, em seguida houve a elaboração de ideias de acordo com as condições identificadas e, por fim, foram desenvolvidos protótipos para perceber a real interação do sistema com o usuário. Os protótipos foram produzidos por meio da manufatura aditiva, o que facilitou a visualização de pontos de melhoria e assegurou um produto final funcional. A órtese entregue ao usuário possui um mecanismo que exerce uma força contrária à força de tensão da espasticidade de forma que o punho do usuário fique em uma posição neutra. Além disso, a órtese permite a movimentação do punho, oferecendo diferentes níveis de tensão para que os músculos possam ser exercitados. A escolha do modo de produção por manufatura aditiva e a utilização de materiais simples, viabiliza a reprodução da órtese no caso de quebra ou perda do dispositivo.

**Palavras-chave:** Desenvolvimento de produtos. Órtese. Tecnologia assistiva. Projeto centrado no usuário. Design centrado no usuário.

## **ABSTRACT**

The field of product development for people with disabilities still offers a lot of space for the exploration and creation of new technologies and processes. Thus, this project is in addition to assistive product development studies by aiming the production of a superior limb orthosis to meet the specific needs of a child with spastic hemiplegia. The User Centered Design (UCD) was adopted as a product development approach; all product decisions were guided by the needs of the user, and also the expectations of the parents and the evaluation of the child's physiotherapist were taken into account. The development of the project was divided into three major stages. First, the needs and requirements of the user were identified, then the ideas were elaborated according to the identified conditions and, finally, prototypes were developed to understand the real interaction of the system with the user. The prototypes were produced through additive manufacturing, which facilitated the visualization of possible improvement points and ensured a functional final product. The orthosis delivered to the user has a mechanism that exerts a force contrary to the spasticity's tension force, so that the user's pulse can find itself in a neutral position. In addition, the orthosis allows the movement of the wrist, offering different levels of tension so that the muscles can be exercised. The choice of the mode of production by additive manufacture and the use of simple materials allows the reproduction of the orthosis in case it breaks or gets lost.

**Key Words:** Product development. Orthosis. Assistive technology. User centered design.

## **AGRADECIMENTOS**

**Ao meu orientador, Professor Fábio Moraes Borges**, por todos os ensinamentos durante meu percurso acadêmico e pela paciência, confiança e acompanhamento durante a escrita deste trabalho.

**Aos meus pais**, Ivanildo e Elizabet, por sempre confiarem em mim e investirem no meu futuro, sem vocês eu nada seria.

**Aos meus irmãos**, Fabiana, Mariane e Nathália, por serem minhas amigas e mentoras, e Guilherme por me lembrar todo dia o que é ser criança.

**Aos meus amigos e colegas de graduação**, por todas as vésperas de provas, entregas de trabalhos e cafés compartilhados, principalmente nesta reta final do curso. Em especial: Marcela Sanabria, Cláudio Falcão, Matheus Brum, Ártemas Xavier, João Pedro Pamplona, Edmilson Vasconcelos e Diego Moreira.

**Aos meus amigos de longa data**, Laís Dantas, Isabella Mendes, Camila Rocha e Caio Alves por não me fazerem esquecer quem eu sou.

**À Universidade de Grenoble INP – Génie Industriel**, pela oportunidade do intercâmbio. Em especial: Vinícius de Carvalho e Professor Guillaume Thomann, por acreditarem no meu potencial e por terem me orientado no ambiente acadêmico francês.

**A todos os meus grandes mestres educadores**, por todo o aprendizado que me foi repassado, sem eles eu nunca teria chegado aqui. Em especial: Tia Lila, Professor Petrônio Osias e Professor Jerônimo Vieira.

**A todos os funcionários da Universidade Federal da Paraíba**, pelo seu trabalho de cuidado com o ambiente acadêmico. Em especial: Duca, Ricardo, Nildo e Iraci.

**Ao Governo Federal do Brasil**, pelo acesso ao ensino superior público.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Partes do corpo afetadas de acordo com a patologia .....	17
Figura 2: Partes do corpo afetadas pela hemiplegia .....	18
Figura 3: Visão geral do modelo de referência de Rozenfeld. .. <b>Erro! Indicador não definido.</b>	
Figura 4: Lentes do modelo HCD.....	23
Figura 5: Tríade do modelo <i>Design for (every)one</i> . ....	26
Figura 6: Conexão entre os assuntos abordados no capítulo .....	27
Figura 7: Foto de um Kinect Box .....	33
Figura 8: Tela do software KIME2.....	33
Figura 9: LeapMotion a) utilização versão Desktop; b) utilização em Realidade Virtual .....	34
Figura 10: Interação com o Kinect através do KIME2.....	35
Figura 11: Pontos de identificação da mão pelo Kinect .....	35
Figura 12: KIME2 - as posições e suas respectivas cores. ....	36
Figura 13: Parte do gráfico do KIME2.....	36
Figura 14: Braço apoiado sobre uma estrutura transparente, para não atrapalhar a leitura do dispositivo.....	38
Figura 15: Tela do jogo HexGL .....	38
Figura 16: Movimentos da mão para os comandos do jogo HexGL.....	39
Figura 17: Tela do jogo Elemetal .....	39
Figura 18: Movimentos do antebraço para comandos do jogo.....	40
Figura 19: Tela do jogo Interstellar War .....	41
Figura 20: Desenho do Modelo Nº1 .....	43
Figura 21: Desenho do Modelo nº2 .....	44
Figura 22: Desenho do Modelo nº3 .....	45
Figura 23: Materiais utilizados .....	46
Figura 24: Pontos de referência para medições na mão .....	47
Figura 25: Dimensões 2D da base do antebraço.....	48
Figura 26: Primeira impressão em filamento ABS.....	49
Figura 27: Dimensões dos furos elípticos da base do antebraço. ....	50
Figura 28: Primeira impressão com filamento PLA.....	50
Figura 29: Detalhamento ganchos fixadores a) impressão em ABS; b) impressão em PLA. ..	51



Figura 30: Primeiro modelo tridimensional peça-antebraço no Creo Parametric. ....	52
Figura 31: Peça-antebraço: a) fixação do elástico; b) peça presa no antebraço durante modelagem; c) corte da moldura. ....	52
Figura 32: Modelagem da peça no antebraço. ....	53
Figura 33: Novo sistema para torre-guia. ....	54
Figura 34: Segundo modelo tridimensional peça-antebraço no Creo Parametric. ....	54
Figura 35: Detalhamento da Peça [1] (Figura 34[1]) de encaixe na base do antebraço .....	55
Figura 36: Detalhe do Sistema de Fixação do elástico a) de encaixe, b) arco.....	55
Figura 37: Dimensões 2D da base da mão. ....	56
Figura 38: Modelo tridimensional da peça da mão. ....	57
Figura 39: Vistas diferentes do posicionamento da peça na mão durante a modelagem. ....	58
Figura 40: Posicionamento no antebraço e mão do tecido espumado. ....	58
Figura 41: Posicionamento dos elásticos de fixação da peça. ....	59
Figura 42: Proteção do braço com luva e tecido espumado. ....	59
Figura 43: Peças do antebraço e mão submersas em água quente.....	60
Figura 44: Fixação das peças no antebraço e mão.....	60
Figura 45: Resultado final das peças resfriadas.....	61
Figura 46: Posicionamento dos velcros na parte interna das peças. ....	61
Figura 47: Protótipos funcionais 1 e 2.....	62

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1: Etapas do USERfit.....	25
Tabela 2: Requisitos do usuário transformados em requisitos de produto .....	42
Tabela 3: Medidas da criança .....	47

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	11
2. JUSTIFICATIVA.....	11
3. OBJETIVOS.....	13
3.1. OBJETIVO GERAL.....	13
3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	13
4. RECORTES TEÓRICOS .....	13
4.1. TECNOLOGIA ASSISTIVA.....	14
4.2. HEMIPLEGIA.....	16
4.3. ÓRTESES.....	18
4.4. PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE PRODUTO .....	20
4.5. SÍNTESE DO REFERENCIAL TEÓRICO .....	27
5. PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS .....	28
5.1. CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA.....	28
5.2. O CONTEXTO .....	29
5.3. O USUÁRIO.....	29
5.4. O MÉTODO.....	30
6. DESENVOLVIMENTO DO PRODUTO E RESULTADOS .....	32
6.1. IDENTIFICAÇÃO DAS NECESSIDADES .....	32
6.2. GERAÇÃO DE IDEIAS.....	43
6.3. PROTOTIPAGEM .....	46
7. CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	62
7.1. CONCLUSÕES E PRINCIPAIS CONTRIBUIÇÕES.....	62
7.2. LIMITAÇÕES.....	63
7.3. TRABALHOS FUTUROS.....	63
REFERÊNCIAS .....	64

## **1. INTRODUÇÃO**

Para o ser humano, a mão é uma ferramenta essencial para a manipulação de objetos e realização da maioria das atividades cotidianas, a qualidade de vida de uma pessoa depende diretamente do cuidado e do desenvolvimento de suas competências manuais (TOSMANN, 2018).

A realização de atividades de vida diária, a participação social e no trabalho, posicionam a mobilidade como um aspecto essencial da vida humana. Além disso, o estado de saúde pode ser comprometido em pessoas que apresentam algum tipo de distúrbio motor.

Diversas patologias neurológicas podem provocar distúrbios motores nos membros superiores, como a diplegia, tetraplegia ou a hemiplegia. A diplegia afeta o controle motor de ambas as pernas e a tetraplegia afeta todo o corpo. No caso da hemiplegia há uma diminuição ou abolição total da movimentação de apenas um lado do corpo. O sistema nervoso central é afetado neste tipo de paralisia, mais especificamente no cérebro ou a medula espinhal. Se a lesão ocorre no lado direito do cérebro são os membros esquerdos que sofrerão mudanças e limitações motoras, ou inversamente.

Cada vez mais estudos e dispositivos que auxiliam a mobilidade estão sendo desenvolvidos por profissionais de diversas áreas, tais como: Terapia Ocupacional, Design, Medicina, Engenharia, entre outros (BERSCH, 2017). A Engenharia de Produção é mais uma das áreas que se envolve no processo de desenvolvimento de produtos de Tecnologia Assistiva, com o objetivo de promover a independência da pessoa com deficiência física, aumentando sua qualidade de vida.

Neste contexto, o presente trabalho buscou expor a elaboração e aplicação de uma metodologia de desenvolvimento de órtese, que se incorpore aos estudos sobre produtos de auxílio para pessoas com algum tipo de deficiência física, especialmente nas mãos. O desenvolvimento do produto é apresentado a partir de etapas de projetos, que são descritas e ilustradas. Há também a entrega de um produto final funcional, construído de acordo com as especificações dadas.

## **2. JUSTIFICATIVA**

Segundo o Censo de 2010 do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística - IBGE (2010), 23,9% dos brasileiros possuem algum tipo de deficiência: física, auditiva, visual ou intelectual, e destes, 8,3% apresentam a deficiência de forma severa. O nordeste possui o

maior percentual de pessoas com deficiência, 26,3%, com os estados do Rio Grande do Norte e Paraíba na liderança. Os dados em geral indicam um crescimento da população de deficientes no país, em especial na população mais idosa.

O Plano Nacional dos Direitos da Pessoa com Deficiência Física foi lançado em 2011 pelo Governo Federal, que, dentre outros objetivos, buscou fomentar o desenvolvimento e pesquisa em produtos de Tecnologia Assistiva (TA) nas universidades, institutos de pesquisa e empresas. Ele define que o termo TA engloba o universo de recursos, métodos, dispositivos e serviços destinados a inclusão e autonomia das pessoas com deficiência.

Neste contexto, a pesquisadora, em 2014, teve contato durante a graduação com o Laboratório de Saúde, Trabalho e Ergonomia da UFPB, do Departamento de Terapia Ocupacional, no decorrer de um projeto de iniciação científica, onde pôde conviver com terapeutas ocupacionais que desenvolviam recursos assistivos. Em 2015, durante a disciplina de Planejamento e Projeto do Produto, a pesquisadora desenvolveu, como parte da avaliação, um dispositivo de Tecnologia Assistiva para uma pessoa com mobilidade reduzida.

Estas duas circunstâncias, promoveram conhecimentos sobre a TA e o papel valoroso da Engenharia de Produto (enquanto área da Engenharia de Produção) quando se trata do desenvolvimento de produtos que auxiliam a independência e autonomia de pessoas com algum tipo de deficiência.

A pesquisadora teve a oportunidade de participar de um projeto de produto, também na esfera da Tecnologia Assistiva, ao longo da graduação sanduíche realizada em 2016-2017 na Universidade de *Grenoble - INP Génie Industriel*, na França. A universidade possui um laboratório com seis linhas de pesquisa, sendo uma delas na parte de concepção de produtos, com uma equipe formada por mestrados e doutorandos.

O laboratório G-SCOP da *Grenoble - INP* permite que um aluno da graduação coparticipe de alguma pesquisa que esteja sendo realizada por mestrados ou doutorandos, e apresente ao fim do semestre um relatório para obter uma nota. Dado o seu conhecimento prévio em planejamento e projeto de produtos e em TA, a pesquisadora integrou-se no projeto de concepção de órtese para uma criança hemiplégica, de um desses mestrados, com o objetivo de ampliar a percepção sobre pesquisas nesta área da engenharia.

Levando em consideração as limitações de estrutura, insumos disponíveis, tempo e baseado no caso específico de uma criança com hemiplegia espástica, surgiu o seguinte questionamento: como atender as necessidades motoras específicas dessa criança através dos recursos disponíveis?

Segundo Himpens (2008, *apud* BRASIL, 2014) hemiplegia espástica é uma das apresentações comuns da paralisia cerebral (36,5 % dos recém-nascidos), esta deficiência paralisa metade do corpo e tensiona constantemente os músculos. As órteses de apoio são indispensáveis na locomoção e na reabilitação física de quem possui paralisia cerebral e fazem parte do universo da Tecnologia Assistiva.

O Censo 2010 do IBGE indica que 1 a cada 100 brasileiros, entre 0 e 14 anos, possuem algum grau de deficiência motora, e estudos apontam que a paralisia cerebral é a causa mais comum de deficiência física em crianças. O nível de incidência estimado é de 2 a cada 1000 nascimentos, número este que pode aumentar até 7 quando se observa os países em desenvolvimento, como é o caso do Brasil (IBGE, 2010).

O presente projeto mostra-se relevante, pois desenvolve de forma sistemática o projeto de um produto para pessoas com mobilidade reduzida na mão e do punho, enriquecendo a literatura da engenharia de produto e dispositivos de tecnologia assistiva. A entrega de um protótipo funcional valida o projeto de produto desenvolvido e proporciona sua reprodução.

### **3. OBJETIVOS**

#### **3.1. OBJETIVO GERAL**

A pesquisa em questão tem como objetivo projetar uma órtese de membro superior (antebraço e mão) a fim atender as necessidades de um paciente com hemiplegia espástica.

#### **3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Identificar as necessidades do usuário e transformá-las em requisitos de produto;
- Desenvolver os conceitos do produto de acordo com os requisitos de produto;
- Elaborar um protótipo funcional e produzi-lo em 3D (manufatura aditiva);
- Testar os protótipos até que eles atendam às necessidades do usuário.

### **4. RECORTES TEÓRICOS**

Este capítulo apresenta a revisão bibliográfica realizada. As consultas foram feitas em livros da biblioteca da Universidade Federal da Paraíba, assim como o seu acervo virtual; além disso, foram pesquisados artigos e capítulos nas bases de dados do Google Acadêmico,

*Science Direct* e *Scopus*. Ocorrem também consultas em sites do governo sobre leis e conceitos, sites especializados em assuntos sobre órteses e sites médicos sobre doenças neuromusculoesqueléticas.

Foram feitos recortes da literatura sobre temas relevantes para a fundamentação e desenvolvimento deste trabalho. O primeiro tópico apresenta os conceitos principais acerca da Tecnologia Assistiva, o segundo tópico discute a hemiplegia e suas características, o terceiro tópico discute a órtese e sua importância (tendo em vista que a mesma foi a proposta de produto deste trabalho), e por fim, o quarto tópico relata temas acerca do projeto de produto e apresenta a metodologia de Design Centrado no Usuário, que foi a base para o desenvolvimento do produto.

#### **4.1. TECNOLOGIA ASSISTIVA**

Neste primeiro tópico será apresentado um pouco do histórico da Tecnologia Assistiva e seus fundamentos segundo órgãos dos Estados Unidos, Brasil e Portugal, expondo assim o termo Tecnologia Assistiva por meio de três óticas similares, desenvolvidas em diferentes épocas e culturas. Além disso, comenta-se sobre a ISO 9999, que internacionalizou o termo e suas classificações. Também, neste tópico, será destacada a importância da TA para a inclusão social e independência dos indivíduos com necessidades específicas.

O termo Tecnologia Assistiva foi lançado em 1988 nos Estados Unidos por uma lei pública (*Public Law* 100-407) que fundamenta as tecnologias de auxílio a pessoas com habilidades (BASSO, 2012). A TA é descrita na lei como um termo dado para tecnologias desenvolvidas em dispositivos ou serviços assistivos (de auxílio). Os dispositivos assistivos são itens, peças de equipamento, sistema de produto, que estão no mercado, foram adaptados ou customizados com o fim de aumentar, manter ou melhorar capacidades funcionais de um indivíduo com alguma inabilidade (*Public Law* 100-407, 1998). Serviços assistivos são aqueles oferecidos a este indivíduo na seleção, aquisição ou uso de um dispositivo além de englobar as terapias e intervenções no indivíduo, os projetos de dispositivos assistivos e treinamentos para profissionais na área (*Public Law* 100-407, 1998).

O Comitê de Ajudas Técnicas - CAT foi quem aprovou, no Brasil, o termo Tecnologia Assistiva em 2007. Definida como área de conhecimento, de característica interdisciplinar, que objetiva a promoção da funcionalidade no dia-a-dia de pessoas com algum tipo de limitação através de produtos, estratégias, serviços, práticas, processos e métodos (BRASIL, 2009).

Já em Portugal o Secretariado Nacional para a Reabilitação e Integração das Pessoas com Deficiência (SNRIPD) apresenta o seguinte conceito:

Entende-se por Ajudas Técnicas qualquer produto, instrumento, estratégia, serviço e prática, utilizado por pessoas com deficiência e pessoas idosas, especialmente produzidas ou geralmente disponíveis para prevenir, compensar, aliviar ou neutralizar uma deficiência, incapacidade ou desvantagem e melhorar a autonomia e a qualidade de vida dos indivíduos (SNRIPD, 2009).

Por fim, a ISO 9999: 2016 (última revisão) - *Assistive products for persons with disabilities: Classification and terminology* faz uma classificação dos recursos da tecnologia assistiva no âmbito internacional e apresenta a utilização da Tecnologia Assistiva com a finalidade de compensar, aliviar ou neutralizar a deficiência, incapacidade ou desvantagem. No texto os produtos assistivos (incluso softwares) são categorizados de acordo com suas funções em 12 classes (que são divididas ainda em subclasses) (ISSO, 2016). Segue a classificação:

- 04 - Produtos de apoio para tratamento clínico individual
- 05 - Produtos de apoio para treino de competências
- 06 - Órteses e próteses
- 09 - Produtos de apoio para cuidados pessoais e proteção
- 12 - Produtos de apoio para mobilidade pessoal
- 15 - Produtos de apoio para atividades domésticas
- 18 - Mobiliário e adaptações para habitação e outros edifícios
- 22 - Produtos de apoio para comunicação e informação
- 24 - Produtos de apoio para manuseio de objetos e dispositivos
- 27 - Produtos de apoio para melhoria do ambiente, máquinas e ferramentas
- 28 - Produtos de apoio para atividades laborais e de participação no trabalho
- 30 - Produtos de apoio para atividades recreativas

Cada uma das classes acima possui subclasses e categorias que são detalhadas no texto da ISO 9999, demonstrando o alcance da TA tanto nas atividades do dia a dia quanto nas mais específicas. Destaca-se a importância de existir essa organização da utilização, prescrição, o estudo e a pesquisa de serviços e produtos assistivos (BERSCH, 2008) de forma que a área da Tecnologia Assistiva continue a atingir o seu principal objetivo que é a independência e autonomia dos usuários.

Conforme Felicetti e Dos Santos (2016), os recursos propostos e desenvolvidos no âmbito da Tecnologia Assistiva estão cada vez mais incluídos na vida das pessoas com algum



tipo de necessidade específica, seja ela física, psicológica ou cognitiva. Desta forma, a TA oferece suporte no âmbito dos serviços de saúde, prática assistencial e clínica em crianças com deficiência, à exemplo daquelas com paralisia cerebral.

Neste projeto o termo Tecnologia Assistiva utilizado foi aquele dado pelo Comitê de Ajudas Técnicas (BRASIL, 2009), principalmente por citar a interdisciplinaridade necessária para esta área. A ISO 9999 forneceu a definição de produto assistivo e suas classificações, no qual o desenvolvimento deste projeto se encaixa.

## **4.2. HEMIPLEGIA**

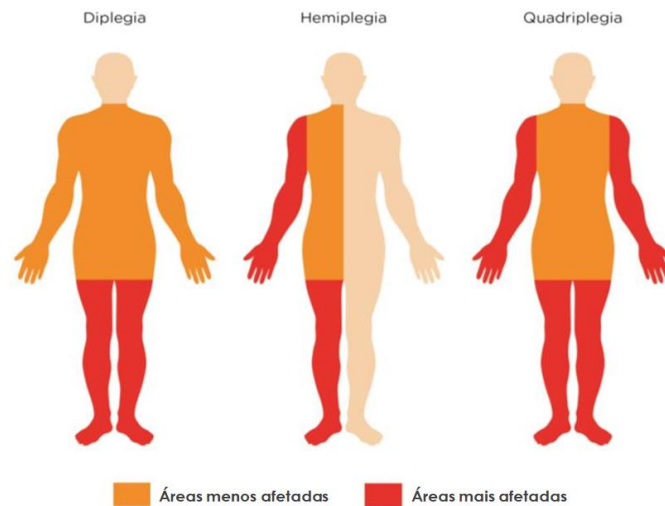
Uma das sequelas da paralisia cerebral em crianças é a hemiplegia, que se apresenta através da fraqueza muscular, perda sensorial e espasticidade dos membros de um hemisfério do corpo (BOBATH; BOBATH, 1984). Ainda, para os autores, os distúrbios neuromusculoesqueléticos (que é o caso da hemiplegia) afetam o equilíbrio, a capacidade de ficar em pé de forma ereta e consequentemente a habilidade de andar.

Sendo assim, crianças com sequelas de paralisia cerebral possuem a marcha debilitada além de restrições motoras que limitam a realização de atividades diárias e de lazer (BOBATH; BOBATH, 1984). Não apenas a paralisia cerebral pode ser a origem da hemiplegia; meningite e algumas outras doenças infecciosas também podem afetar a medula, e no caso de adultos, a hemiplegia pode ser resultado de um Acidente Vascular Encefálico - AVE (MASSOCO, 2013).

A hemiplegia é uma patologia de ordem neurológica que interfere no movimento do corpo (GABILLAT, 2017). A autora ainda explica: ocorre uma paralisia de um dos hemisférios do corpo devido a um dano no sistema nervoso central no cérebro ou na medula espinhal, reduzindo total ou parcialmente a movimentação dos membros do hemisfério afetado. A depender do local do dano cerebral ou medular pode ocorrer outro tipo de patologia, como a diplegia e a quadriplegia (LEITE e PRADO, 2004).

A Figura 1 ilustra as três patologias que podem surgir a partir de um dano cerebral ou medular e as áreas do corpo que são mais e menos afetadas. A diplegia afeta principalmente os membros inferiores do corpo (que estão em vermelho na figura) como áreas mais afetadas, o tronco e os membros superiores são menos afetados. A hemiplegia, como discutido anteriormente, afeta um hemisfério do corpo, em vermelho estão o membro superior e inferior como área mais afetada, e a metade do tronco como área menos afetada. A quadriplegia acomete mais os membros superiores e inferiores, e com menos intensidade o tronco.

Figura 1: Partes do corpo afetadas de acordo com a patologia



Fonte: Adaptado de <https://www.cpl.org.au/>

Quanto a ocorrência, a paralisia cerebral unilateral espástica (hemiplegia) afeta 21% dos recém-nascidos prematuros com PC e 36,5 % dos nascidos a termo (completaram os 9 meses de gestação) com PC, já a paralisia cerebral bilateral espástica (diplegia e tetraplegia) afetam 73% e 48,5%, respectivamente (HIMPENS et al., 2008).

Segundo O'Sullivan (2004), a hemiplegia é uma sequela de uma doença neurológica caracterizada por uma paralisia de um hemicorpo; com diversos níveis de comprometimento da movimentação de acordo com a área atingida no cérebro, resultando em uma alteração do tônus muscular (contração mínima de um músculo em repouso), da coordenação dos movimentos e do equilíbrio corporal.

O déficit motor e a espasticidade (alteração do tônus muscular) são características da hemiplegia espástica que se apresentam nos membros superiores e inferiores opostos ao lado atingido do cérebro (O'SULLIVAN, 2004),(Figura 2).

Figura 2: Partes do corpo afetadas pela hemiplegia



Fonte: Adaptado de Nair e Balasubramanian (2011)

A espasticidade é descrita como resultado de um aumento patológico do tônus da musculatura, hiperreflexia (reflexos de contração exagerados) e perda do controle inibitório da musculatura antagonista ao músculo flexionado (DINI, 2009). Fonseca et al (2002) explicam que a espasticidade está frequentemente acompanhada por outras disfunções motoras como incoordenação, fraqueza, atrofia muscular, perda de controle de movimentos seletivos, entre outros.

Uma entrevista, realizada por Cury *et al* (2006), com pais de crianças com paralisia cerebral indicou que o uso de órteses faz parte da rotina diária das crianças e que esses dispositivos trazem benefícios significativos, auxiliando na mobilidade e redução dos danos musculares que possam ser causados.

#### 4.3. ÓRTESES

Órtese é o termo dado para um dispositivo que busca corrigir desvios e apoiar membros deficientes, machucados ou paralisados (GIRAUDET, 1978). Ela é aplicada ao redor de um segmento do corpo para tratar uma incapacidade ou deficiência física e, segundo Radomski (2008), pode ser classificada em três tipos:

- Órtese estática: para apoio, estabilização, proteção ou imobilização.
- Órtese estática progressiva: componentes não dinâmicos criam uma força mobilizadora para readquirir o movimento (mobilização por tração inelástica).
- Órtese dinâmica: partes móveis aplicam uma força suave e constante controlando e restaurando o movimento (mobilização elástica).

A órtese proporciona, através de um apoio externo, a modificação de aspectos estruturais e funcionais do sistema musculoesquelético, alcançando ganhos mecânicos e ortopédicos (LEVY e CORTÉS BARRAGÁN, 2003). Isto posto, o processo de prescrição, confecção e utilização deve avaliar elementos sensoriais, tônus e força muscular, amplitude de movimento e proeminências ósseas (CRUZ, 2012).

Weigert (2008) ao citar diversos autores (ALON; MACBRIDE, 2003; BRASIL, 2013b; PETTEN; ÁVILA; LIMA, 2014; TROMBLY, 2005), explica que o uso de órteses é indicado por profissionais de saúde para pessoas com paralisia cerebral espástica. O motivo é de:

[...] manter ou promover a amplitude do movimento de determinada articulação, substituir ou aumentar uma função, prevenir ou corrigir deformidades, oferecer repouso articular, reduzir a dor, evitar ou adiar procedimentos cirúrgicos e invasivos, entre outros (WEIGERT, 2008).

Assim, a órtese é um produto externo que é posicionado sobre o organismo com o objetivo de sustentar membros ou auxiliá-los em sua movimentação (BURTNER, 1999). Quando corretamente aplicada, gera resultados positivos e prognósticos mais favoráveis para o paciente (MASSOCO, 2013).

Por serem externas ao corpo, as órteses dificultam a utilização de roupas, calçados e outros objetos, gerando problemas para o usuário na hora de se vestir e encontrar acessórios e roupas compatíveis (MASSOCO, 2013). Além deste inconveniente, fatores como desconforto, dificuldade de manipulação e insegurança, levam um terço dos usuários de órteses (e outros dispositivos similares da TA) a abandonarem seu uso (PHILLIPS; ZHAO, 1993).

Diante disso, Cury (2006) ressalta a importância da prescrição correta de uma órtese apropriada às necessidades do paciente, não apenas pelo médico ortopedista, mas também com a aprovação do fisioterapeuta, terapeuta ocupacional ou outro profissional que acompanha o cliente. O design da órtese e o material utilizado também podem ser considerados fatores de sucesso na hora da confecção e do emprego pelo usuário (CRUZ, 2012).

Órteses pré-fabricadas são comuns no mercado, possuem tamanhos definidos e são produzidas em série (ASSAD, 2018). A maioria delas é confeccionada com plásticos termomoldáveis, pois são simples de manusear durante a fabricação e diversificados quanto aos níveis de rigidez, suportando mais ou menos cargas (CRUZ, 2012).

A termomoldagem (ou termoformagem) é o processo pelo qual uma lâmina do material é aquecida até uma temperatura pré-determinada (abaixo da temperatura de fusão) na qual ele amolece, a lâmina cobre o molde e é resfriada para voltar ao estado rígido (INNOVA,

2019). A temperatura de transição vítrea é aquela em que o material se encontra em um estado “borrachoso” (SANTANA, 2016), permitindo o processo de termomoldagem.

Há também as órteses confeccionadas sob medida, sobre a pele do usuário e seguindo as suas particularidades anatômicas (ASSAD, 2018), que podem ser fabricadas com diferentes materiais (inclusive plásticos termomoldáveis), artesanalmente ou por impressão 3D.

O potencial de aplicação da impressão 3D a torna atrativa para o desenvolvimento de produtos, pois gera protótipos de forma rápida e que propiciam a inspeção do design e da ergonomia do produto (CHOI; CHAN, 2005). A impressora 3D utiliza filamentos de termoplásticos que fundem no bico do extrusor e são depositados em camadas sobre a mesa da impressora até finalizar a peça projetada. Algumas das vantagens é o baixo custo para a geração de um protótipo, alta personalização do produto e possibilidade de mudanças no projeto sem alterar muito os recursos necessários para a produção (GUEDES *et al*, 2017).

O projeto de produto da órtese requer o acompanhamento dos profissionais de saúde com o propósito de atender as reais necessidades e garantir que o uso tenha um fim terapêutico positivo. Além disso, a opinião e a participação do usuário no processo de projeto e desenvolvimento são importantes, pois, para que o tratamento não seja abandonado, o usuário deve se sentir confortável com o produto. Deste modo, as etapas do planejamento e desenvolvimento do produto devem ser voltadas para a inclusão destes dois atores: o usuário e os profissionais de saúde.

#### **4.4. PROJETO E DESENVOLVIMENTO DE PRODUTO**

O ser humano sempre buscou criar e adaptar ferramentas para realizar atividades domésticas e laborais. Back *et al* (2008) discorre um pouco sobre o histórico do Projeto de Produto: “desde a pré-história se fazia uso do que se encontrava diretamente na natureza e com a ascensão da vida em sociedade os produtos criados passaram a ser comercializados”.

Até a Revolução Industrial a produção era exclusividade dos artesãos, com o incremento das máquinas, o volume de produção passou a aumentar significativamente (BACK, 2008). Posteriormente, a globalização e o aumento da competitividade entre setores exigiram que estudos para desenvolver produtos mais competitivos fossem realizados e notou-se que para alcançar tal objetivo era necessário planejar melhor o projeto de produto, com metodologias e ferramentas (BACK, 2008).

O projeto de produto é importante não apenas como ferramenta para a competitividade entre as empresas ou desenvolvimento de produtos mais inovadores, ele também é a base para captar as necessidades do mercado e transformá-las em produto (ROZENFELD et al., 2006).

Quando se trata de desenvolvimento de produtos personalizados, a abordagem de Design Centrado no Usuário (DCU) é aconselhada para garantir o foco nas necessidades e limitações do usuário em todas as etapas de desenvolvimento (BRENDLER e TEIXEIRA, 2013). Este foco (no usuário) surgiu para compreender e captar as variações individuais e culturais que são importantes para o projeto; o foco anterior, nos critérios de projeto do produto, era insensível ao usuário (KRIPPENDORFF, 2000).

No tocante, é relevante citar Tarallie e Chaves (2014) que mencionam a divisão de usuários proposta por EASON (1987): o usuário primário, que é aquele que faz uso do produto; o usuário secundário, aquele que faz uso indireto do produto, e o usuário terciário, que é afetado pelo uso ou influencia na compra. Assim, no DCU todos os interessados são considerados no processo, refletindo em uma inovação que atende os desejos do(s) usuário(s).

O termo Design Centrado no Usuário (*User-Centered Design*) é de 1980 e passou a ser muito utilizado depois da publicação do livro “*User-Centered System Design: New Perspectives on Human-Computer Interaction*” com autoria de Norman & Draper (1986). Nele os autores reconhecem a importância das necessidades e interesses do usuário e o objetivo do desenvolvedor passa a ser o de facilitar a realização da atividade pelo usuário, de forma que ele se sirva do produto intuitivamente.

A indústria de informática foi pioneira ao incorporar a ideia de usar o ponto de vista do usuário para o desenvolvimento de seus *softwares*, com abordagens participativas e a mudança de papéis dos desenvolvedores (BASSO, 2012). Ainda no âmbito da informática, Lowdermilk (2013) propõe um modelo para construção de aplicativos “*user-friendly*”, através de uma abordagem centrada no usuário, por meio de seis passos:

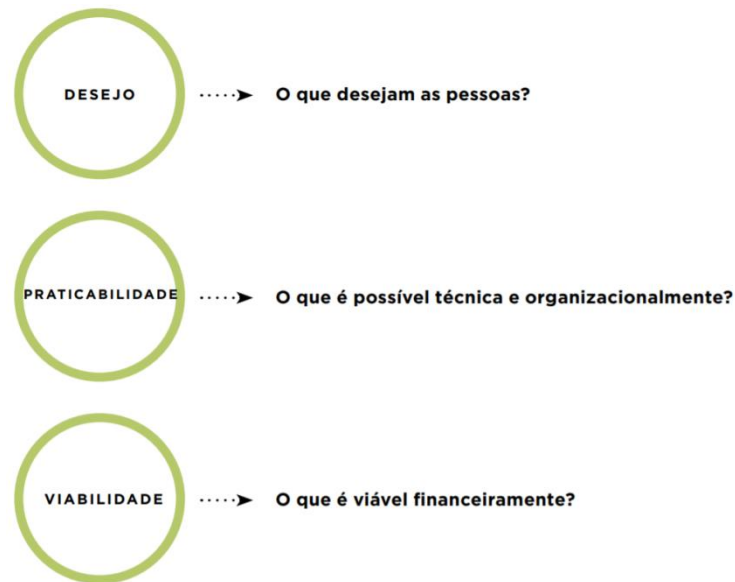
1. Missão da equipe: definir o que se quer alcançar; esta missão move a equipe e deve ser revisitada se houver dificuldade para tomar decisões.
2. Definir o projeto: documentar o título e descrição do aplicativo; listar os usuários e avaliar como eles serão impactados.
3. Coletar requisitos do usuário: o autor explica que essa é a etapa mais importante da estratégia de Design Centrado no Usuário; o desenvolvedor deve transformar a necessidade abstrata expressa pelo usuário em requisitos (não técnicos) concretos. É importante apresentar esse documento ao usuário, para se certificar que os requisitos correspondem às necessidades do usuário.

4. Criar requisitos funcionais: funções que o aplicativo deve ter para atender os requisitos do usuário; conectar cada requisito funcional ao requisito do usuário atendido. Compartilhar com usuário os requisitos funcionais do produto é uma maneira de comunicar como o processo de desenvolvimento funciona.
5. Documentar fluxo de dados e processos: explicar como dados são recolhidos, estruturados e transferidos, se o aplicativo depende de um conjunto de dados. O fluxo de processo permite visualizar os passos solicitados para que o usuário complete uma tarefa ou ação no aplicativo.
6. Documentar protótipos: as chances de entregar algo que não agrada o usuário aumentam ao “esconder” o que está sendo desenvolvido e se apresenta apenas o produto final. Protótipos permitem traduzir os requisitos do usuário e os requisitos funcionais em algo tangível.

Lowdermilk (2013) explica que a documentação de todos esses passos desde o início do projeto possibilita o desenvolvedor de rever a evolução do projeto e as mudanças que ocorreram nele. Apesar de o modelo ter sido desenvolvido no contexto da informática, é possível perceber que há uma abertura para a sua aplicabilidade no desenvolvimento de outros tipos de produtos.

O modelo HCD - *Human Centered Design* é outro método de abordagem centrada no usuário, ele foca em ajudar organizações a gerarem novas soluções de design para comunidades de baixa renda partindo do exame das necessidades, vontades e comportamentos de quem se deseja ajudar (IDEO.org, 2009). Para tanto, as soluções desenvolvidas devem ser desejadas, viáveis e praticáveis, estas são as três lentes indispensáveis do modelo (IDEO.Org., 2009) (Figura 4).

Figura 3: Lentes do modelo HCD



Fonte: IDEO.org, 2009

O processo apresentado pela IDEO.org (2009) consiste em três etapas que devem ser examinadas através das três lentes mencionadas anteriormente. A primeira etapa é ‘Ouvir’ (*Hear*), onde são percebidas as necessidades do usuário. Os resultados dessa etapa envolvem informações sobre a história das pessoas, observações sobre a realidade da comunidade e a compreensão das necessidades, barreiras e restrições encontradas.

Em seguida há a etapa ‘Criar’, esta é a fase entre a pesquisa e a solução concreta, onde ocorre a geração de oportunidades, soluções e protótipos “baseados na voz do usuário”. Esta etapa é composta por quatro fases: a síntese, que traduz o apanhado feito durante as observações; o brainstorming, que gera numerosas soluções; os protótipos, que tornam as soluções tangíveis e, enfim, o *feedback*, combustível das novas iterações (IDEO.org, 2009).

Por último, ‘Implementar’ (*Deliver*), uma etapa que serve para compreender como viabilizar as soluções criadas. As capacidades necessárias são identificadas, um modelo financeiro é traçado, os projetos de inovação são organizados para obedecer a uma sequência, o modelo piloto é então criado e seus impactos medidos (IDEO, 2009).

O modelo HCD (*Hear, Create, Deliver*) da IDEO (2009) foi idealizado para propor um método de inovação e design de produtos, serviços, sistemas, ambientes e organizações que atendam ao princípio de Design Centrado no Usuário. Observa-se que assim como no modelo de Lowdermilk (2013) o usuário é o núcleo do processo de desenvolvimento, e em algumas etapas interage diretamente com o projeto.



O campo da Tecnologia Assistiva abre espaço para a abordagem DCU, pois o foco no usuário, em todas as etapas de concepção de dispositivos de TA, deve ser respeitado (MALLIN, 2015). Por muito tempo, os usuários de produtos e serviços de TA foram vistos como receptores passivos de criações unilaterais de profissionais da área (POULSON e RICHARDSON, 1998).

Varela e Oliver (2013) comentam sobre a importância de aspectos do ambiente em que o usuário se encontra para desenvolver qualquer tipo de auxílio assistivo. A compreensão do ambiente no qual se encontra o usuário é indispensável no projeto pois a aceitação ou rejeição do dispositivo (ou outro tipo de Tecnologia Assistiva) depende do seu histórico social, econômico e familiar.

Assim, a Tecnologia Assistiva passou a progredir no tocante a modelos que incluem e envolvem o usuário. No estudo de Pichler e Merino (2017) foram analisados 27 modelos de auxílio a prática projetual no âmbito da Tecnologia Assistiva, que foram classificados de acordo com: a fase de uso (pré-desenvolvimento, desenvolvimento e pós-desenvolvimento), os conceitos utilizados, os modelos que serviram de base e ainda, os modelos que se assemelham.

Foram selecionados do estudo de Pichler e Merino (2017) os modelos que utilizam conceitos ou modelo base em Design Centrado no Usuário (*Human Centered Design*) e que podem ser aplicados na fase de desenvolvimento ou em todas as fases do projeto de produtos assistivos. Dois modelos condizem com a seleção adotada: USERfit e *Design for (every)one*.

A metodologia USERfit foi publicada em 1996 por Poulson e Richardson com o propósito de assegurar que as necessidades “humanas” sejam consideradas no processo de desenvolvimento de tecnologias assistivas (ABASCAL, 2003). O intuito é de facilitar a abordagem de design centrado no usuário, definindo os papéis do usuário tanto nas etapas de especificação quanto na avaliação do produto (POULSON e RICHARDSON, 1998) (Tabela 1).

Tabela 1: Etapas do USERfit

Etapa	Elemento USERfit	Objetivos
<b>Definição do problema</b>	Análise do Usuário	Identificar as pessoas que devem ser consideradas no desenvolvimento do produto, e descrever com detalhes seus atributos. Isto inclui suas capacidades e limitações, assim como questões maiores como motivação. Este elemento também inclui uma análise das implicações do design nos requisitos do usuário.
	Análise da Atividade	Identificar e descrever a gama de atividades que as partes interessadas vão acionar quando utilizarem o produto, e as implicações elas terão no design do produto.
	Análise do Produto	Sintetizar os aspectos funcionais do produto como eles são entendidos, e listá-los como recursos operacionais.
<b>Especificações funcionais</b>	Matriz de Atributos do Produto	Resumir a correspondência entre as especificações funcionais e os atributos do produto da análise do usuário e da atividade.
	Resumo dos Requisitos	Sintetizar os recursos de design identificados por meio da análise de usuário e atividade e seu grau de correspondência com requisitos do usuário.
	Resumo do Projeto	Sintetizar com mais detalhes as especificações funcionais do produto e os detalhes operacionais.
<b>Construir protótipo</b>		
<b>Teste</b>	Avaliação de Usabilidade	Sintetizar os planos para avaliação juntamente com os objetivos, métodos e critérios de avaliação que serão utilizados. Documentar também o grau de correspondência entre os critérios de avaliação e os resultados das atividades de avaliação.

Fonte: Adaptado de POULSON e RICHARDSON, 1998.

A metodologia USERfit foi desenvolvida para ser flexível, e os elementos podem ser aplicados em momentos diferentes do ciclo de desenvolvimento do produto (POULSON e RICHARDSON, 1998). Ademais, a metodologia abrange fatores, além do design do produto, que influenciam no sucesso ou fracasso do projeto: a compreensão do contexto no qual o produto será utilizado e aspectos do suporte ambiental para tal utilização (POULSON; RICHARDSON, 1998).

O modelo *Design for (every)one*, publicado em 2011 por De Couvreur e Goossens, foi estruturado para que pessoas com deficiência e seus cuidadores se tornem atores conscientes

no projeto ou fabriquem eles mesmo seus próprios dispositivos (conceito DIY - *do it yourself*/ faça você mesmo).

Três papéis principais dão suporte ao modelo: a atividade, o usuário e a tecnologia (DE COUVREUR; GOOSSENS, 2011). A atividade é analisada por um terapeuta ocupacional (devido aos seus conhecimentos clínicos), que detecta qual tipo de dispositivo assistivo o paciente (usuário) precisa. O usuário tem o papel de se expressar ao longo do processo de criação, uso e adaptação dos protótipos. O papel “Tecnologia” é preenchido por um engenheiro de produto ou designer industrial, ele é o responsável por traduzir os requisitos e *feedback* do usuário em características de produto e produzir protótipos.

As etapas entre os atores do modelo, ilustradas na Figura 5, retratam o fluxo do processo: [1] o terapeuta ocupacional se relaciona com o usuário para avaliar a atividade e repassa ao engenheiro/designer o dispositivo assistivo que deve ser desenvolvido; [2] o usuário retrata ao engenheiro suas expectativas para o produto e interage durante o processo de projeto do produto; [3] o engenheiro/designer é o facilitador tecnológico entre o terapeuta ocupacional e o usuário, ele projeta e cria protótipos que materializam a comunicação entre o terapeuta ocupacional e o paciente (DE COUVREUR; GOOSSENS, 2011).

Figura 4: Tríade do modelo *Design for (every)one*.



Fonte: Adaptado de De Couvreur e Goossens (2011)

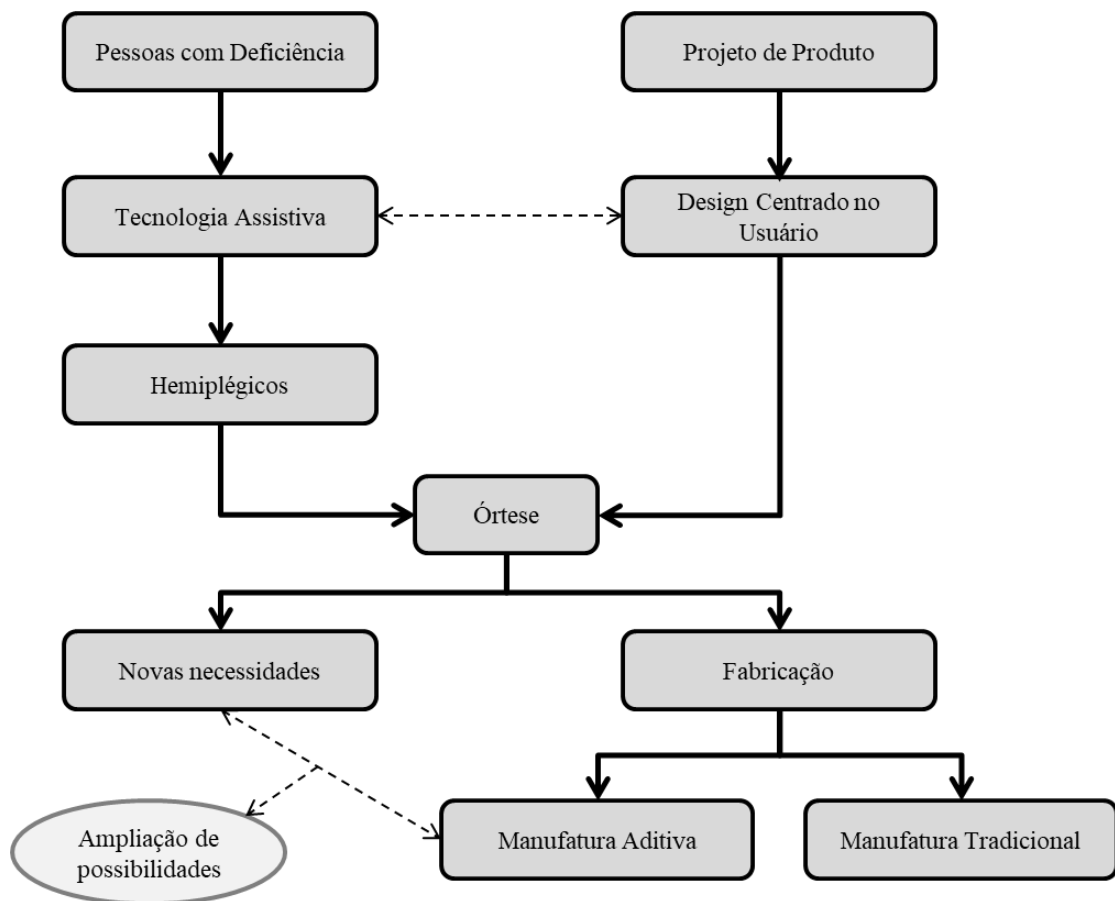
Os autores explicam que a linguagem em comum entre estes três atores é o protótipo, este deve ser construído e adaptado de outros objetos ou recursos básicos disponíveis do contexto local, a partir dos aspectos que fundamentam o produto a ser desenvolvido; aspectos esses que podem ser econômicos, de desempenho, de conveniência, de identidade e/ou de prazer.

Os conceitos e métodos discutidos representam a evolução do relacionamento desenvolvedor - usuário, que inspiram colaborações para projetos de produtos mais orientados às verdadeiras necessidades, onde o papel atribuído ao usuário muda e se projeta com ele e não mais para ele (LEE, 2007).

#### 4.5. SÍNTESE DO REFERENCIAL TEÓRICO

O apanhado teórico deste capítulo pode ser sintetizado pela Figura 6, que ilustra as ligações entre os conceitos discutidos ao longo do capítulo “Recortes Teóricos”.

Figura 5: Conexão entre os assuntos abordados no capítulo



Fonte: Elaboração própria (2019).

A Tecnologia Assistiva tem o objetivo de fornecer apoio às pessoas com deficiência, por meio de sistemas, métodos ou dispositivos. As órteses são um dos vários dispositivos de TA, que, por serem um produto de uso pessoal, são elaboradas através de um projeto de produto com uma abordagem centrada no usuário.

Os hemiplégicos, como discutido anteriormente, podem apresentar uma série de dificuldades motoras, e a TA fornece apoio a este grupo. O uso de órteses faz parte do cotidiano de pessoas com hemiplegia, viabilizando uma melhor qualidade de vida.

Dependendo do tamanho da população a qual é direcionada, a órtese pode ter uma fabricação tradicional (para produção em massa) ou por manufatura aditiva (para órteses sob medida). A manufatura aditiva abre espaço para o atendimento de novas necessidades que possam surgir durante o uso da órtese, pelo fato de ser um modo de fabricação rápido e de baixo custo. Dessa forma, permite uma ampliação das possibilidades de soluções para os usuários.

## **5. PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS**

O capítulo que segue aponta os procedimentos metodológicos que foram utilizados na realização deste trabalho. A caracterização metodológica da pesquisa, o contexto em que ela foi realizada e o plano adotado para atingir o objetivo do trabalho são os pontos abordados a seguir.

### **5.1. CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA**

Segundo Ganga (2012) o Trabalho de Conclusão de Curso na Engenharia de Produção pode ser elaborado seguindo quatro classificações de abordagens e métodos para responder ao problema da pesquisa, são elas: propósito da pesquisa, natureza dos resultados, abordagem da pesquisa e procedimentos técnicos.

Quanto ao propósito da pesquisa ela é classificada como sendo uma pesquisa exploratória. Quanto à natureza dos resultados apresentados, trata-se de uma pesquisa aplicada, dado que se buscou solucionar problemas específicos por meio uma aplicação prática. A abordagem da pesquisa se caracteriza como qualitativa, visto que as informações são obtidas por meio dos indivíduos envolvidos, observação das evidências e interpretação do ambiente. O procedimento técnico utilizado para este trabalho o classifica como estudo de caso, onde se busca resolver um problema em particular.

## 5.2. O CONTEXTO

O presente trabalho foi desenvolvido no laboratório da G-SCOP da universidade de Grenoble INP - *Génie Industriel*, na França. O laboratório sustenta três linhas principais de pesquisa e desenvolvimento científico nas áreas de sistemas de produção, concepção de produtos e pesquisa operacional.

Alunos de mestrado e doutorado são os responsáveis pela realização de diversos projetos que fundamentam as linhas de pesquisa e contribuem para o objetivo de desenvolvimento científico proposto pelo laboratório. Além disso, a universidade oferece aos alunos de graduação a oportunidade de colaborar em alguma dessas pesquisas, como uma disciplina extracurricular.

Desta maneira, o presente trabalho foi fruto de uma colaboração na pesquisa de um aluno de mestrado na linha de projeto e desenvolvimento de produto, que resultou em uma órtese funcional que foi entregue ao usuário. A participação gerou um relatório orientado pelo mestrando e seu professor orientador, e foi validado, no final do semestre, por uma banca.

A colaboração em questão ocorreu nas fases de pré-desenvolvimento e desenvolvimento do produto, nas etapas de escolha do caso a ser estudado e o tipo de produto a ser desenvolvido (órtese), que foram realizadas juntamente com mestrando e seu orientador.

A escolha do estudo de caso se deu a partir do contato do mestrando com a mãe de uma paciente hemiplégica, que buscava amenizar os efeitos da espasticidade na mão da criança. O laboratório G-SCOP já desenvolveu projetos no âmbito de auxílio motor ou outro dispositivo de apoio às necessidades específicas (cf. GOIS PINTO, 2016; THOMANN, 2016; VEYTIZOU, 2014), logo, o mestrando interessou-se pelo caso agregando mais um projeto ao laboratório.

A escolha da órtese como o tipo de dispositivo de auxílio motor deu-se através de um encontro realizado com o fisioterapeuta da criança, ainda na fase de pré-desenvolvimento. Como discutido anteriormente, a órtese é um dispositivo comum na vida diária de um hemiplégico e o profissional de saúde aconselhou este produto para o projeto.

## 5.3. O USUÁRIO

O projeto de órtese tem como objeto de estudo o caso de uma menina hemiplégica de 10 anos de idade que sofreu uma lesão no lado esquerdo do cérebro durante seu nascimento.

A usuária é francesa e frequenta normalmente a escola, seus hobbies favoritos são: jogar tênis e andar de bicicleta.

A paralisia cerebral teve como consequência a hemiplegia espástica que afeta a locomoção e postura da criança, além de gerar alterações no tônus muscular em todo o lado direito do seu corpo (visto que a lesão ocorreu no lado esquerdo do cérebro). Isto a faz se sentir dependente de outras pessoas para praticar os hobbies que a cativam.

A hemiplegia faz com que a criança não tenha consciência do lado afetado, o uso da órtese na perna e os trabalhos reeducativos desde o nascimento resultaram em uma marcha regular. Todavia, quanto ao membro superior direito (braço e mão) os movimentos ainda não são espontâneos e coordenados. A espasticidade é um fator agravante, pois o músculo demasiadamente tensionado dificulta o movimento, mesmo quando a criança se concentra para realizá-lo.

A usuária em questão é acompanhada desde cedo por profissionais de fisioterapia e neurologia, que realizam trabalhos de reeducação motora e sensorial buscando reduzir ao máximo os impactos causados pela hemiplegia espástica. Além disso, ela já está habituada ao uso de uma órtese em sua perna direita, que a auxilia a caminhar sem muita dificuldade.

Assim, o desdobramento do projeto teve como centro a criança, como usuária primária, os pais como usuários secundários e os profissionais de saúde como usuários terciários, seguindo a divisão de usuários de Eason (1987). Desta forma, por se tratar de uma criança, o envolvimento de todos os usuários forneceu um *feedback* mais confiável e um direcionamento de projeto alinhado com as necessidades que ela ainda não era capaz de expressar.

## 5.4. O MÉTODO

A abordagem do Design Centrado no Usuário (DCU) foi o caminho mais apropriado a seguir para o desenvolvimento desta metodologia, pois o usuário se torna o centro de todo o projeto, específico para as suas necessidades. Além disso, os profissionais de saúde do paciente (para o qual se destina o produto) também são ouvidos e consultados durante o processo de desenvolvimento. Assim sendo, a metodologia desenvolvida se assemelha àquela do modelo do *Design for (every)one*, porém segue caminhos específicos de acordo com os recursos disponíveis e os objetivos dos pesquisadores.

O método de desenvolvimento do produto a ser seguido foi elaborado de forma a utilizar os recursos disponíveis no ambiente universitário do pesquisador e com o objetivo de

gerar um protótipo funcional. Logo, a fase de desenvolvimento do projeto foi composta de três grandes etapas descritas a seguir, o detalhamento da execução de cada etapa encontra-se no Capítulo 6 (Desenvolvimento do Produto e Resultados).

#### **5.4.1. ETAPA 1: IDENTIFICAÇÃO DAS NECESSIDADES**

Esta etapa teve como objetivo identificar os requisitos e necessidades do usuário. Para tanto, foram realizadas observações e atividades a fim de compreender as limitações motoras do usuário, através de dinâmicas com *Kinect* e *LeapMotion*. Ambos os dispositivos de captação de movimentos foram ferramentas utilizadas para interagir com a criança, buscando identificar os requisitos que deveriam ser atendidos pela órtese e considerando as expectativas do usuário para o produto. Os resultados obtidos foram repassados ao fisioterapeuta da criança, que validou as observações feitas e assentiu com a interpretação do tipo de órtese a ser desenvolvido.

#### **5.4.2. ETAPA 2: GERAÇÃO DE IDEIAS**

Nesta etapa ocorreu a geração de ideais de mecanismos de órteses através de um *brainstorming*, considerando as informações obtidas na etapa anterior. Assim, os requisitos identificados anteriormente foram transformados em ideias de soluções, representadas em esboços. As soluções foram avaliadas pelo profissional de saúde, que, novamente, concordou com o mecanismo desenvolvido para a órtese. Cada solução desenvolvida foi analisada até a identificação do melhor modelo, este seguiu para a etapa seguinte de prototipagem.

#### **5.4.3. ETAPA 3: PROTOTIPAGEM**

Nesta etapa a solução idealizada tomou forma tangível por meio da impressão 3D. A escolha deste modelo de produção foi dada pela disponibilidade de recursos de manufatura aditiva na universidade de Grenoble INP, além de ser um modo de produção de baixo custo e simples de ser operado.

Logo, utilizando o software de modelagem em 3D: PTC Creo Parametric, o modelo de produto selecionado na etapa anterior foi modelado e parametrizado, de acordo com as medidas da mão e antebraço da usuária. Os protótipos foram impressos em 3D, avaliados e testados com o usuário. Os resultados das iterações com a impressora e com o usuário



geraram modificações no modelo. Estas modificações ocorreram até o ponto em que um modelo adequado à finalidade proposta pelos requisitos foi atingido.

## **6. DESENVOLVIMENTO DO PRODUTO E RESULTADOS**

### **6.1. IDENTIFICAÇÃO DAS NECESSIDADES**

Foram marcados encontros com a criança com o intuito de conhecê-la melhor e entender melhor suas limitações motoras e suas necessidades. Em um primeiro momento ocorreu a apresentação dos desenvolvedores e do ambiente universitário, onde aconteceria todo o processo do projeto. Os pais acompanharam esse primeiro contato e, juntamente com a criança, forneceram algumas informações, como o histórico e as atividades diárias de estudo e lazer.

Em um segundo momento, realizou-se algumas experiências dinâmicas, com o auxílio de dois dispositivos de realidade virtual. O objetivo foi estimular movimentos espontâneos do membro superior direito da criança e assim obter informações sobre como a hemiplegia afeta seus movimentos, quais movimentos ela não consegue realizar, quais movimentos poderiam ser auxiliados com o suporte de uma órtese e assim identificar suas necessidades.

#### **6.1.1. FERRAMENTAS:**

Para realizar as interações dinâmicas com a criança foram utilizadas dois dispositivos de captação de movimento, *Kinect* e *LeapMotion*, ambos de propriedade do laboratório G-SCOP e de uso mútuo dos pesquisadores.

- **Kinect**

O sistema é composto por uma câmera infravermelha que é capaz de determinar tridimensionalmente a posição do objeto e realiza o mapeamento dos movimentos do corpo (JUNIOR, 2016). Esse sistema permite a visualização de pessoas em frente à tela e sua posição física em 3D mesmo em profundidade (HASSOUN, 2011).

Figura 6: Foto de um Kinect Box

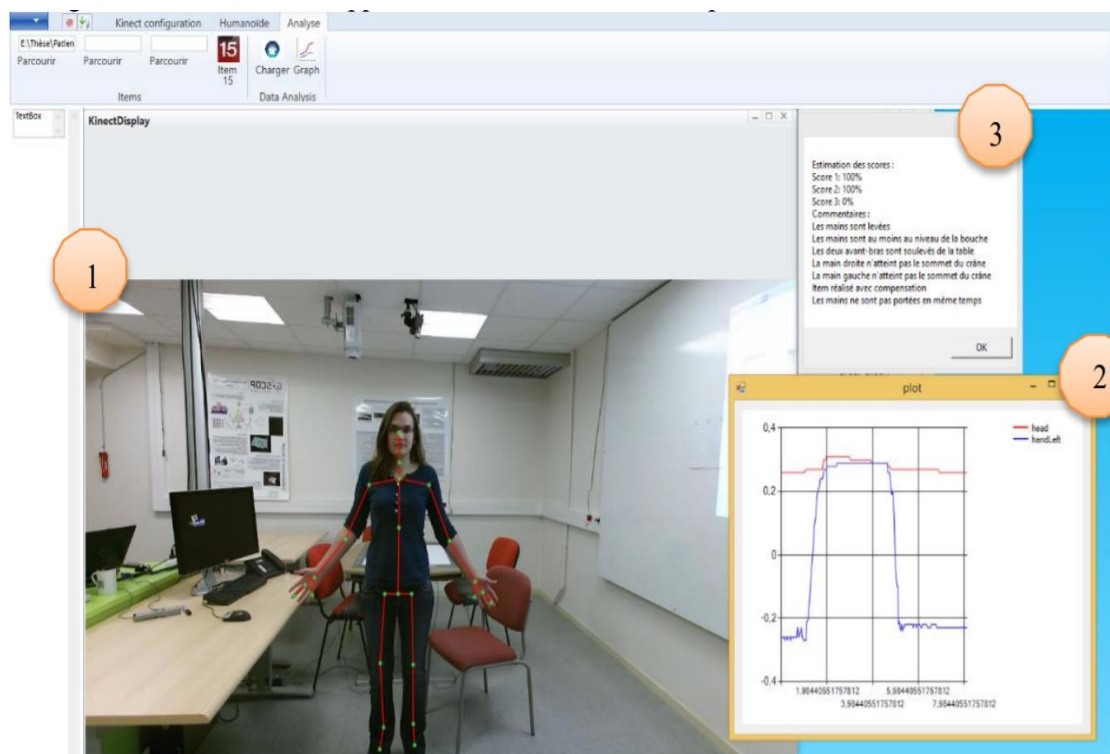


Fonte: Imagem da internet (Google)

O sistema refrata um feixe de infravermelho, criando uma nuvem de pontos sobre o objeto que se encontra na frente da câmera, o receptor capta essa nuvem e determina a posição tridimensional (JUNIOR, 2016). Desta forma, o Kinect é capaz de detectar membros do corpo e suas articulações e assim é possível interagir em jogos especialmente desenvolvidos na sua plataforma (SHOTTON, 2011). A interface utilizada no Kinect para a interação com a criança foi o sistema KIME2. Trata-se de um software desenvolvido no laboratório da G-SCOP (COTON *et al*, 2015).

O KIME2 utiliza a capacidade do Kinect de identificar articulações do corpo para analisar (Figura 8, [1]), registrar e plotar (Figura 8, [2]) as posições da pessoa que interage com o programa. Gerando dados de acordo com o módulo de análise escolhido (Figura 8, [3]).

Figura 7: Tela do software KIME2

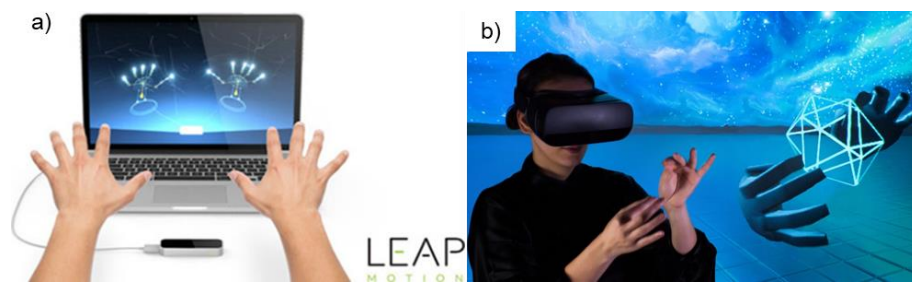


Fonte: COTON *et al*, 2015.

- **Leap Motion**

O Leap Motion é um dispositivo de reconhecimento de movimentos da mão e dedos, é composto de um controlador, que identifica os movimentos reais, e de um *software* online que os traduz em movimentos virtuais (VOINEA *et al*, 2015 ). O controlador pode ser conectado ao computador através de um cabo USB, e deve ser colocado sob uma mesa, voltado para cima a fim de capturar os movimentos da mão e dedos; ou ele pode ser acoplado a um dispositivo de Realidade Virtual.

Figura 8: LeapMotion a) utilização versão Desktop; b) utilização em Realidade Virtual



Fonte: <http://blog.leapmotion.com>

Assim como o Kinect, Leap Motion trabalha com um feixe de infravermelho que captura a posição das mãos com pontos e os retrata tridimensionalmente. Este dispositivo é mais fiel aos movimentos da mão, pois é capaz de distinguir todas as articulações dos dedos da mão e o movimento do punho. Assim como o Kinect, o LeapMotion permite a interação com o usuário através de softwares.

### 6.1.2. INTERAÇÃO COM O USO DO KINECT

O Kinect foi o dispositivo usado na primeira interação com a criança, como exposto anteriormente, este dispositivo consegue identificar os membros e articulações do corpo. Para realizar a dinâmica, marcou-se um ponto no chão da sala e posicionou-se o Kinect à 1,4 m do ponto (próximo a parede). Atrás do Kinect foi projetada a imagem capturada por sua câmera, desta forma o “jogador” tinha a impressão de estar olhando para um espelho.

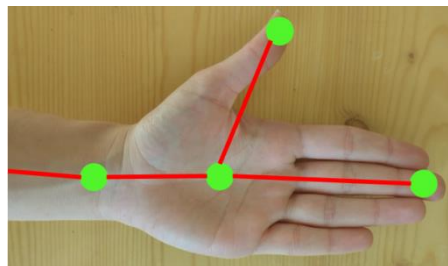
Figura 9: Interação com o Kinect através do KIME2



Fonte: Imagem própria (2017)

A criança interagiu com o Kinect através do KIME2, o módulo utilizado foi o de identificação de posições na mão. Nele, o programa capta três pontos na mão: um no polegar, outro no centro da palma da mão e o terceiro na ponta do dedo médio (Figura 11). Para que o dispositivo pudesse identificar estas posições, os membros superiores deveriam ficar afastados do tronco e a palma da mão virada para a câmera do Kinect.

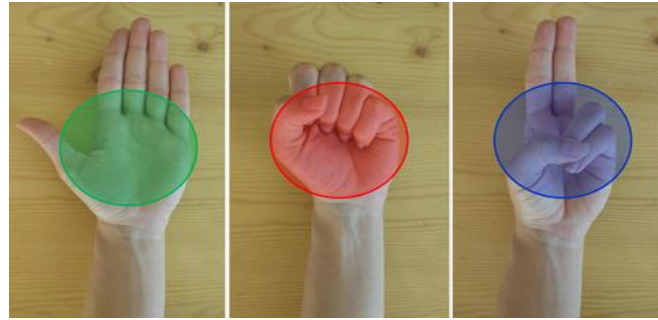
Figura 10: Pontos de identificação da mão pelo Kinect



Fonte: Elaboração própria (2019)

De acordo com a posição ou sobreposição desses pontos na mão o software gerava uma terceira área circular maior, sobre a mão. São três posições de pontos na mão que o KIME2 é capaz de processar: a mão completamente aberta, a mão fechada em punho e outra com os dedos indicador e médio levantados, enquanto os outros se fecham sobre a palma da mão. A imagem do jogador era projetada na parede e a área circular sobre a mão mudava de cor de acordo com a posição dos pontos de articulação identificados pelo dispositivo (Figura 12).

Figura 11: KIME2 - as posições e suas respectivas cores.

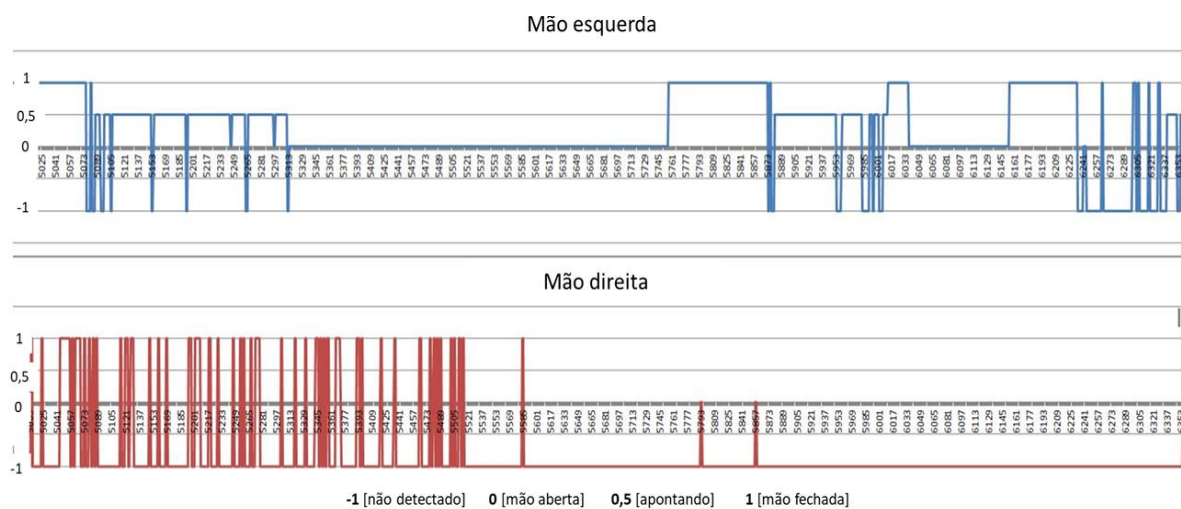


Fonte: Elaboração própria (2019)

Os desenvolvedores propuseram então a realização de um jogo para que a usuária efetuasse os movimentos com ambas as mãos de forma lúdica, como em uma brincadeira. Criou-se uma lista de movimentos, que indicavam a cor que ela deveria criar e com qual lado do corpo ela deveria realizar o movimento. Exemplo: “Azul. Mão esquerda”, ela então sabia que deveria fazer com a mão esquerda a posição “apontando”, com os dedos indicador e médio levantados, até que o círculo azul fosse mostrado em sua mão na tela.

O propósito foi de fornecer movimentos suficientes que alimentaram o programa KIME2, gerando um gráfico, ilustrado parcialmente na Figura 13. Cada altura representa uma posição: [-1] o programa não reconheceu a posição, [0] posição da mão completamente aberta, [0,5] posição com os dedos indicador e médio apontando e [1] a mão completamente fechada.

Figura 12: Parte do gráfico do KIME2.



Fonte: Print da tela do software KIME2 (2017).

O programa captou as posições realizadas pelas mãos da criança e gerou um gráfico contínuo, cada pico do gráfico representa uma posição identificada pelo KIME2. Observou-se

que, com a mão esquerda, diversas alturas foram representadas, ela conseguiu abrir, fechar e apontar com a mão e poucas vezes o dispositivo não detectou o movimento.

Contudo, o gráfico da mão direita mostrou outra situação. Grande parte do tempo o dispositivo não foi capaz de detectar o movimento ou considerava que a mão da criança estava fechada. Ela não conseguiu posicionar os dedos da mão direita de forma que o Kinect pudesse reconhecer os três pontos necessários, ou identificava os três pontos como sobrepostos na posição de mão fechada. Outro fator que dificultou a identificação dos pontos foi a fraqueza muscular para manter o braço afastado do tronco.

O resultado final da análise feita pelo KIME2 mostrou que durante 88,9% do tempo, não foi possível detectar nenhuma das três posições na mão direita da criança, situação que ocorreu na mão esquerda apenas em 25% do tempo. Este resultado revelou a diferença quantitativa entre a capacidade de movimento da mão esquerda em comparação com a mão direita afetada pela hemiplegia espástica.

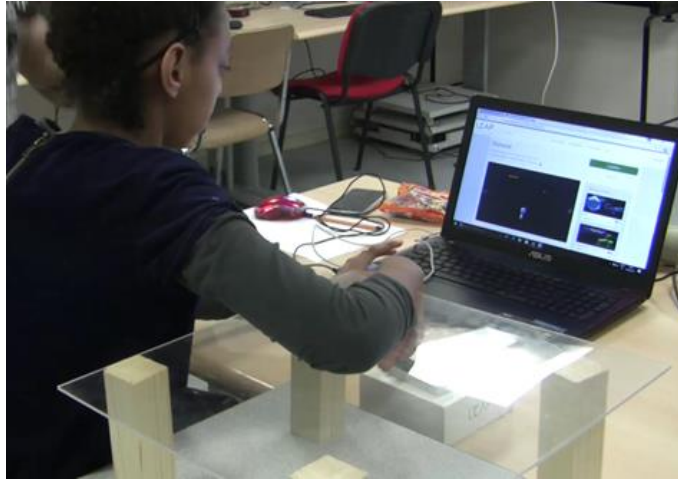
Devido a hemiplegia espástica, os músculos do membro direito da criança então constantemente tensionados, dessa forma, ela não conseguiu colocar o punho em uma posição neutra, nem muito menos realizar movimentos com os dedos. Deste modo, o resultado desta interação indicou que o posicionamento do punho era a causa da não identificação pelo dispositivo e, portanto, um ponto crítico a ser resolvido pelo projeto.

### **6.1.3. INTERAÇÃO COM O USO DO LEAP MOTION**

A segunda interação com a criança foi realizada usando aplicativos do Leap Motion. O objetivo foi assimilar o funcionamento e a força dos músculos extensores e também do punho e antebraço do lado direito da criança. Para tanto, três aplicativos de jogos desenvolvidos para o Leap Motion foram usados e cada um desses jogos requisitavam movimentos diferentes.

Com base nas observações feitas na primeira parte sobre a falta de força da criança em manter o braço direito erguido, uma estrutura foi montada para apoiar seu braço sem influenciar o desempenho do sensor do Leap Motion (Figura 14).

Figura 13: Braço apoiado sobre uma estrutura transparente, para não atrapalhar a leitura do dispositivo.



Fonte: Imagem própria (2017)

- **Jogo HexGL**

Este é um jogo de corrida futurista desenvolvido para o Leap Motion (Figura 15). O jogador deve controlar o *hovercraft*<sup>1</sup> e terminar 3 voltas em tempo recorde para ganhar.

Figura 14: Tela do jogo HexGL



Fonte : <http://blog.leapmotion.com>

Os controles são os seguintes: inclinar a mão no sentido horário ou anti-horário para girar o *hovercraft*, inclinar para frente para acelerar e para trás para desacelerar (Figura 16).

---

<sup>1</sup> Hovercraft é um veículo que se apoia num colchão de ar, aerobarco ou aerodeslizador. Ele é utilizado no jogo como interface para o usuário participar das corridas.



Figura 15: Movimentos da mão para os comandos do jogo HexGL



Fonte: Elaboração própria (2019)

A criança teve dificuldade em girar o antebraço direito para conseguir inclinar a mão nos sentidos horário e anti-horário. Ela também não conseguiu mover o punho da mão direita para acelerar e desacelerar o *hovercraft*. Foram feitas quatro tentativas de jogo, até que ela começou a se frustrar por não conseguir terminar uma volta. Mudou-se a posição do Leap Motion para observarmos o braço esquerdo, nesta situação ela jogou bem e conseguiu terminar uma volta.

A observação indica que a criança era capaz, com algumas restrições, flexionar e alongar o antebraço. Devido à espasticidade, ou seja, a flexão (aproximação ao corpo) do antebraço é mais fácil do que a extensão (afastamento). No entanto, mesmo com o apoio, o punho permaneceu tensionado e ela não realizou nenhum movimento para frear o *hovercraft* (pois exigia a extensão do punho).

#### • Jogo Elemetal

O jogador deve pilotar uma nave espacial e coletar todas as caixinhas de elementos químicos, evitando colidir com os meteoros (Figura 17).

Figura 16: Tela do jogo Elemetal



Fonte: <http://blog.leapmotion.com>



Para desviar dos meteoros e pegar as caixas deve-se mover a mão e antebraço para a direita ou esquerda, realizando desvio radical e o desvio ulnar (Figura 18). O jogador também pode atirar nos meteoros em vez de evitá-los, para tanto é necessário fechar e abrir a mão.

Figura 17: Movimentos do antebraço para comandos do jogo



Fonte: Elaboração própria (2019)

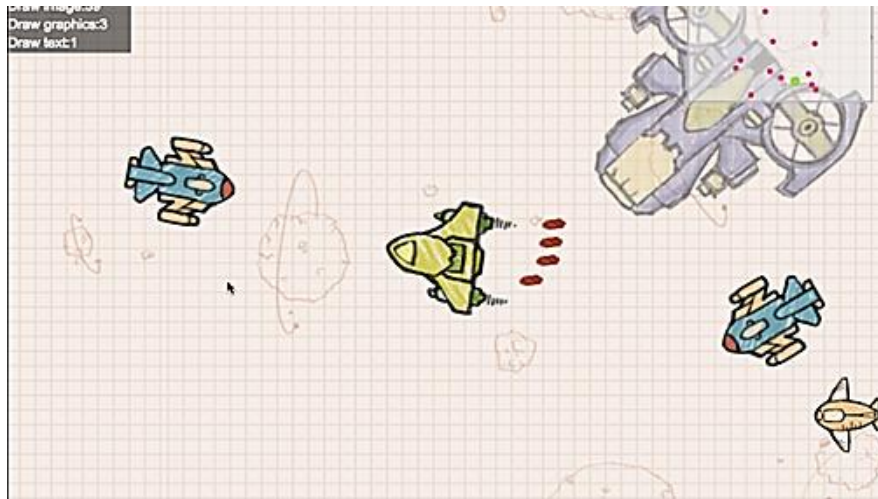
As observações feitas no jogo anterior se confirmaram novamente quando a criança começou a jogar. Ela movimentou o antebraço mais facilmente para pegar os 'elementos'. O jogo não exigiu muito o movimento do punho, e foi possível observar o desenvolvimento da criança a cada nova rodada do jogo, batendo os recordes de pontuação.

A partir da segunda rodada, ela começou a desenvolver estratégias, dominou o movimento do antebraço e obteve cada vez mais pontos. No entanto, o sensor reconheceu que a mão da criança esteve constantemente em uma posição fechada, o que resultou em disparos contínuos pelo foguete. Isto não atrapalhou o seu desempenho no jogo, mas expôs a resistência à extensão do punho causada pela espasticidade.

- **Interstellar war**

Neste Jogo o jogador deve mover a nave espacial no mapa e atacar o inimigo ao mesmo tempo em que evita ser atingido por outras naves (Figura 19).

Figura 18: Tela do jogo Interstellar War



Fonte: <http://blog.leapmotion.com>

Este jogo requer boa coordenação motora, porque exige a movimentação das duas mãos para jogar. A mão direita define o movimento da espaçonave: a rotação do antebraço no sentido horário ou anti-horário determina a direção e os gestos de mão fechada (para acelerar ao máximo) e mão totalmente aberta (para desacelerar) estabelece a velocidade da nave.

A mão esquerda é responsável pelos ataques: a mão totalmente aberta faz com que a nave dispare tiros, que podem ser direcionados por meio da rotação do antebraço nos sentidos horário e anti-horário.

A criança conseguiu atirar e eliminar algumas outras naves espaciais, mas ela não pilotou bem, pois não era capaz de realizar movimento de rotação do antebraço direito. Além disso, por não ter consciência do lado direito do corpo (fator da hemiplegia), a criança não conseguiu se concentrar para realizar movimentos com a mão esquerda, pois estava completamente focada em controlar os movimentos do lado direito.

De fato, o jogo exige muita coordenação motora de ambos os lados do corpo, mas foi de grande valia para compreender a extensão da hemiplegia no tocante à coordenação de movimentos, e demonstrou o empenho da criança em adquirir o movimento muscular do lado direito.

#### 6.1.4. REQUISITOS DO PRODUTO

As observações realizadas através de jogos com a usuária proporcionaram a direção do projeto do produto de acordo com as restrições e necessidades observadas. Assim, o primeiro direcionamento para a órtese foi o de elaborar um mecanismo que exerça uma tensão

contrária a tensão exercida pelos músculos flexores do antebraço, a fim de reduzir a lacuna de tensão em relação aos seus músculos extensores. Desta forma, a mão e punho adotam uma posição neutra, alongando os músculos flexores tensionados pela espasticidade.

O fisioterapeuta validou a escolha de desenvolvimento de uma órtese que busca reduzir essa diferença de tensão muscular. O profissional ainda mencionou que a órtese auxiliaria a realização de exercícios com especialistas para fortalecimento dos músculos extensores do antebraço.

A Tabela 2 apresenta os requisitos que o produto deveria seguir de acordo com as necessidades e restrições da criança, o requisito do produto para atender a restrição e o motivo identificado que justifica o requisito.

Tabela 2: Requisitos do usuário transformados em requisitos de produto

<b>Necessidades</b>	<b>Requisitos do produto</b>	<b>Porquê</b>
<b>Peso</b>	Não ultrapassar peso de 150 g	A criança demonstrou não possuir tanta força no braço direito, o peso 150 g foi escolhido, pois é a média de peso de um relógio de punho.
<b>Aparência</b>	Design simples e discreto	A criança deve se sentir confortável para utilizar a órtese.
<b>Movimento</b>	O punho livre para realizar seu movimento	Permitir o trabalho dos músculos extensores e flexores
	Separar o polegar do corpo da mão	Reduzir a má formação da mão e permitir movimentos de pega
<b>Conforto</b>	Revestimento no interior da órtese para proteção da pele	O antebraço e mão direita da criança possuem uma pele sensível.
<b>Reprodutibilidade</b>	Material, modelo e modo de produção acessível	Permitir a reprodução da órtese em caso de perda ou quebra.

Fonte: Elaboração própria (2019)

O desenvolvimento da órtese para a criança foi estabelecido sobre o conceito da Tecnologia Assistiva de autonomia do usuário, de forma a oferecer maior independência na realização das atividades diárias. Além disso, o produto buscou oferecer autonomia ao usuário no tocante ao acesso do usuário ao produto, para que ele não dependa de um desenvolvedor ou produtor para obter partes ou peças.

Para atingir esse objetivo, o design, materiais utilizados e modo de produção foram escolhidos com base na sua acessibilidade, simplicidade e custo, possibilitando a reprodução da órtese pelo próprio usuário.

Para tanto, manteve-se a escolha pela impressão 3D como modo de produção, visto que as vantagens proporcionadas por este tipo de processo produtivo incluem a facilidade da duplicação do modelo de forma rápida e o custo reduzido dos insumos (SANTOS, 2011).

## 6.2. GERAÇÃO DE IDEIAS

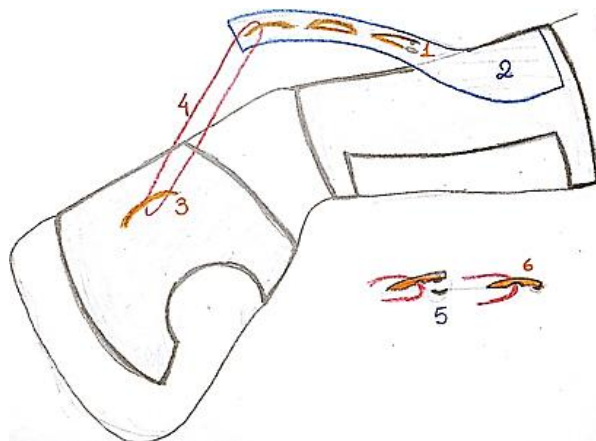
A etapa de desenvolvimento e geração de ideias ocorreu após o aval do terapeuta ocupacional sobre os requisitos identificados no usuário. Os requisitos do produto foram então utilizados para desenvolver ideias de produto que atendam a direção tomada pelo projeto: uma órtese de antebraço e punho.

Nesta etapa foram geradas ideias de órteses através da técnica *brainstorming* e os resultados foram desenhados em esboços para melhor visualização. Cada sistema de órtese apresentado a seguir foi pensado de acordo com os requisitos do produto.

### 6.2.1. Modelo N° 1

Esse modelo é composto por uma peça de suporte no antebraço e uma de suporte na mão, desta forma o punho fica livre para realizar movimentos. O suporte do antebraço deve ser bem fixado para evitar deslizamento e provocar uma pressão sob o punho. Já o suporte da mão envolve a palma da mão e separa o polegar do corpo da mão (Figura 20).

Figura 19: Desenho do Modelo N°1



Fonte: Elaboração própria (2017).

Uma peça curvada [2] utiliza um lado do suporte do antebraço como apoio e se eleva até o punho, em um formato de “S”. Fixam-se três botões [1] nesta peça com a função de dar suporte o conector [4]. O conector [4] tem a função de fornecer a tensão contrária à tensão flexora, para tanto deve estar preso à peça de suporte na mão pelo botão [3]. O sistema de

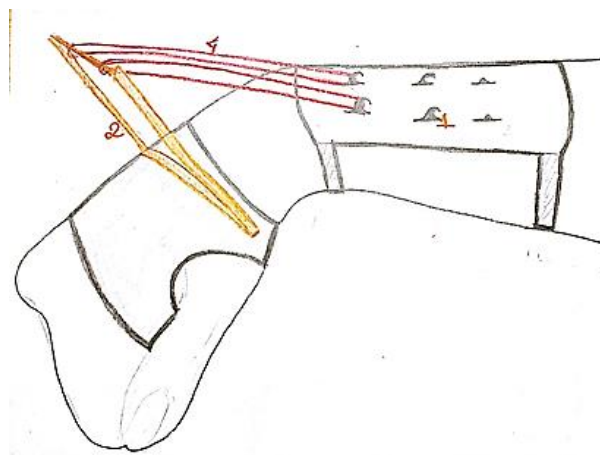
fixação dos botões é de encaixe [5] e [6], desta forma é possível mudar a posição do conector [4] na peça [2], e assim, aumentar ou diminuir a tensão de extensão sob a mão.

O modelo foi descartado, pois o formato da peça [2] possibilita que a órtese fique presa em algum lugar e isto oferecia risco à criança. Por outro lado, o sistema de controle de tensão proposto pelo conector [4] e os botões [1] não foi descartado.

### 6.2.2. Modelo N° 2

Assim como no modelo anterior, o modelo n° 2 também consiste em duas peças de suporte, uma no antebraço e outra na mão com as mesmas especificações de fixação e separação do polegar. A estrutura [2] em forma de “trave” serve de apoio para o conector [4], que realiza a função de fornecer a tensão contrária à de flexão (causada pela espasticidade) (Figura 21).

Figura 20: Desenho do Modelo n°2



Fonte: Elaboração própria (2017).

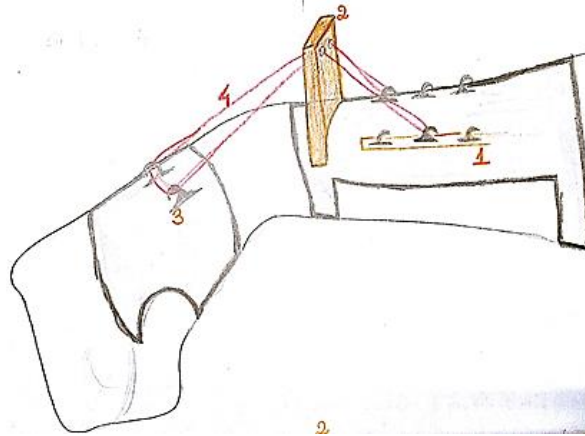
Nesse modelo os botões de fixação [1] do conector [4] possuem um formato de gancho, uma solução alternativa àquela apresentada no modelo n° 1. O resultado é um apoio fixo na mão pela peça [2] com ganchos [1] no suporte do antebraço conectados pelo tensor [4]. A mudança do sistema de fixação por ganchos foi uma maneira de simplificar o modelo, assim como a escolha por formas mais retas, e não tão curvadas como no modelo n° 1.

Apesar de tudo, este modelo foi igualmente descartado, pois o apoio na mão [2] também apresentava risco à criança. A peça [2] apresentava risco de prender em algo, por ter um formato de “trave” aberto e estar posicionado justamente na mão (parte mais distal do membro superior).

### 6.2.3. Modelo N° 3

Nesse terceiro modelo manteve-se o sistema de dois suportes: um no antebraço e outro na mão, com o propósito de possibilitar a movimentação do punho. A peça [2] guia o conector [4], que é fixado por ganchos [3] no suporte da mão e [1] no suporte do antebraço (Figura 22).

Figura 21: Desenho do Modelo n°3



Fonte: Elaboração própria (2017).

A altura do suporte [2], posicionado entre os fixadores no antebraço e mão, proporciona um ângulo no conector [4]. Assim, a área aberta que existia nos dois modelos anteriores foi suprimida. Contudo, o sistema regulador de tensão foi mantido com níveis diferentes no suporte do antebraço.

### 6.2.4. Requisitos para a prototipagem

O modelo N° 3 foi escolhido para a etapa seguinte de prototipagem, pois eliminou os problemas que foram identificados nos outros modelos e agregou os pontos positivos. Além disso, o modelo em questão decompõe o vetor de força sob o conector [4] (Figura 22).

O modelo de órtese selecionado poderia ser diretamente fabricado em uma impressora 3D, para tanto um modelo tridimensional deveria ser criado. Ao refletir sobre como se daria a impressão de uma peça curvada, percebeu-se que o projeto ficaria mais complexo, pois para garantir o encaixe correto da peça no antebraço e na mão seria necessário um detalhamento profundo das medidas anatômicas do usuário.

Optou-se, então, por projetar e imprimir as peças no plano e só depois modelar sobre o braço do usuário. Para tanto, o filamento de plástico termomoldável se mostra atrativo como material de impressão, pois ele permite essa modelagem. Na termomoldagem, o plástico é

aquecido a uma temperatura na qual ele amolece, esta temperatura está abaixo da temperatura de fusão e é chamada de temperatura de transição vítrea. Assim, a órtese pode ser moldada ao redor do antebraço e da mão, assegurando que a sua dimensão encaixa nas dimensões do usuário.

Um dos requisitos é a reprodutibilidade, portanto, a termomoldagem apresenta uma forma de produção que pode ser reproduzida pelo usuário em sua casa. Assim, foi determinado que o material da órtese fosse amolecido com água quente (a temperatura de ebulição da água pode ser facilmente atingida em casa) e que o sistema de tensão seja composto por elásticos, que podem ser comprados em um supermercado (Figura 23a).

O tecido esponjado faz o revestimento interno da órtese (Figura 23b), protegendo a pele do usuário do contato direto com o plástico e, para a fixação da órtese, o velcro mostrou-se ideal (Figura 23c), por ser um sistema simples, barato e de fácil obtenção.

Figura 22: Materiais utilizados



Fonte: Imagens da Internet (2019).

Os materiais escolhidos para o produto satisfizeram o objetivo de reprodução pelo usuário e atenderam aos requisitos do usuário. Com base nessas escolhas, a etapa de prototipagem foi iniciada.

### 6.3. PROTOTIPAGEM

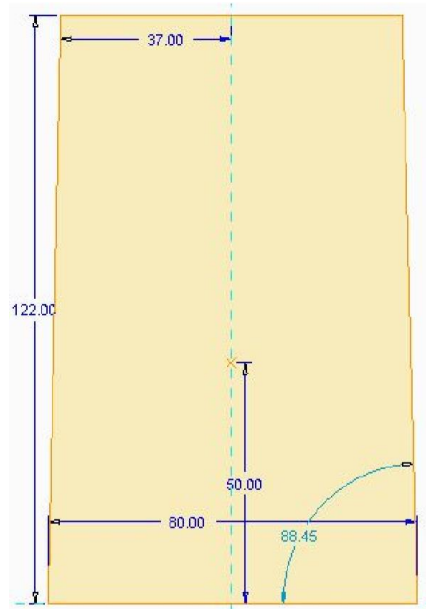
Para realizar a impressão 3D, o modelo da órtese escolhido na etapa de Geração de Ideias teve que ser desenvolvido em um software de modelagem 3D. As dimensões da órtese foram definidas nesta etapa do projeto, através da determinação das medidas da mão e antebraço de Emmanulle.

As medições foram divididas em três grupos: medidas da mão em geral, medidas do polegar e medidas do braço. A Tabela 3 mostra os resultados dessas medidas e os pontos de referência expostos na Figura 24.





Figura 24: Dimensões 2D da base do antebraço



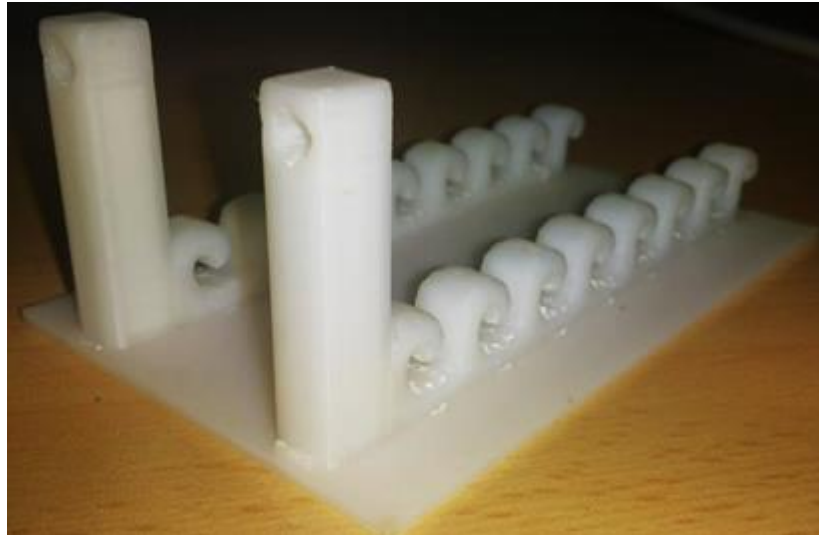
Fonte: Colaboração com DE CARVALHO (2017).

Decidiu-se por uma base de suporte do antebraço com formato trapezoidal, com base maior de 80 mm, altura de 122 mm e base menor de 74 mm. A peça em trapézio isósceles permitiu um acompanhamento do formato natural do braço, que apresenta um perímetro de antebraço maior que o perímetro do punho. Quanto à espessura do suporte, optou-se por 2 mm.

Com as medidas de base tomadas, definiu-se as medidas dos ganchos de fixação sob o suporte do antebraço, com base de 10 mm por 8 mm, e altura de 10 mm. Os ganchos de fixação foram organizados sob o suporte do antebraço em duas fileiras de oito, cada gancho distante do outro em 3 mm. As duas fileiras acompanharam o comprimento do suporte, separadas entre si por 30 mm.

Na base menor do suporte do antebraço foram colocadas na frente de cada fileira de ganchos uma torre de 60 mm de altura, base de 11 mm por 8 mm. No topo da torre fez-se um orifício com 4 mm diâmetro (Figura 26).

Figura 25: Primeira impressão em filamento ABS.



Fonte: Imagem própria (2017).

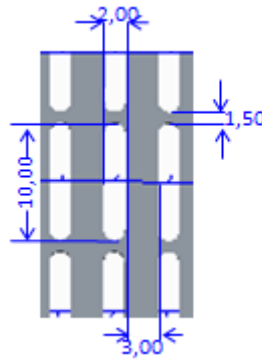
A partir da parametrização do modelo optou-se por fazer a primeira impressão 3D para uma melhor visualização do produto. O material usado na primeira impressão foi o filamento ABS (acrilonitrila-butadieno-estireno), que resultou em uma boa qualidade de impressão, porém não permitiu um trabalho de moldagem a quente, pois a temperatura de transição vítrea do ABS, entre 106° C e 109° C, (MARCONDES, 2015) não pôde ser obtida pelo processo de imersão em água fervente.

Após esta primeira impressão a conclusão foi de que apesar do material não servir ao propósito de facilidade de moldagem, a impressão 3D se confirmou como modo de produção satisfatório, pela sua rapidez e simplicidade.

Deste modo, o projeto prosseguiu no mesmo rumo de design, porém não empregou-se o mesmo material de impressão do primeiro caso. O segundo modelo foi impresso com o filamento PLA (ácido láctico) com diâmetro de 1,75 mm, que apresenta uma temperatura de transição vítrea entre 50° C e 80° (PEREIRA e MORALES, 2014), possibilitando o seu amolecimento em água fervente para moldagem da órtese.

Neste ponto, uma mudança no modelo foi realizada: a base do suporte do antebraço deixou de ser lisa e passou a ter furos elípticos para ajudar o protótipo a ser moldado no antebraço (Figura 27).

Figura 26: Dimensões dos furos elípticos da base do antebraço.



Fonte: Elaboração própria (2019).

Esta mudança diminuiu a quantidade de material utilizado na impressão, além de ter oferecido uma melhor distribuição da resistência mecânica no sentido da largura da peça, auxiliando a modelagem da peça sem interferir na resistência mecânica no sentido do comprimento.

Feito isto, o modelo foi impresso em 3D, e alguns pontos que pareciam promissores no primeiro modelo em ABS não apresentaram resultado similar no modelo impresso em PLA (Figura 28).

Figura 27: Primeira impressão com filamento PLA.

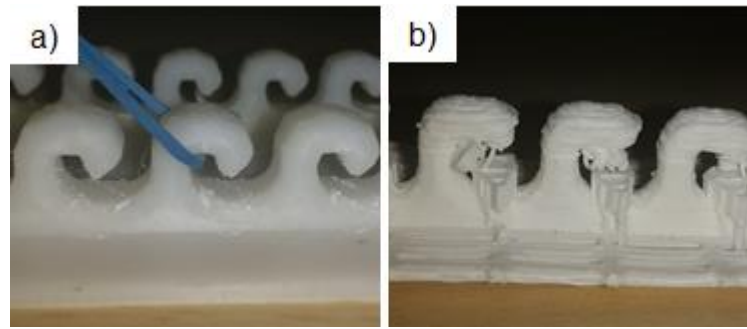


Fonte: Imagem própria (2017).

O formato dos ganchos fixadores [1] não ficou adequado pois o PLA não apresentou um bom desempenho na impressão dos detalhes. A impressora criou um apoio de impressão [2] para a ponta do gancho, e mesmo assim o formato obtido impossibilita a função do componente: garantir a fixação do conector elástico.

A comparação dos resultados obtidos pelos dois filamentos de impressão é mostrada na Figura 29.

Figura 28: Detalhamento ganchos fixadores a) impressão em ABS; b) impressão em PLA.



Fonte: Imagem própria (2017).

Além disso, o resultado exige um retrabalho para retirar as rebarbas e o apoio criado pela impressora. As rebarbas obstruíram o orifício da torre, que tem a função de guiar o conector elástico para o encaixe no suporte da mão.

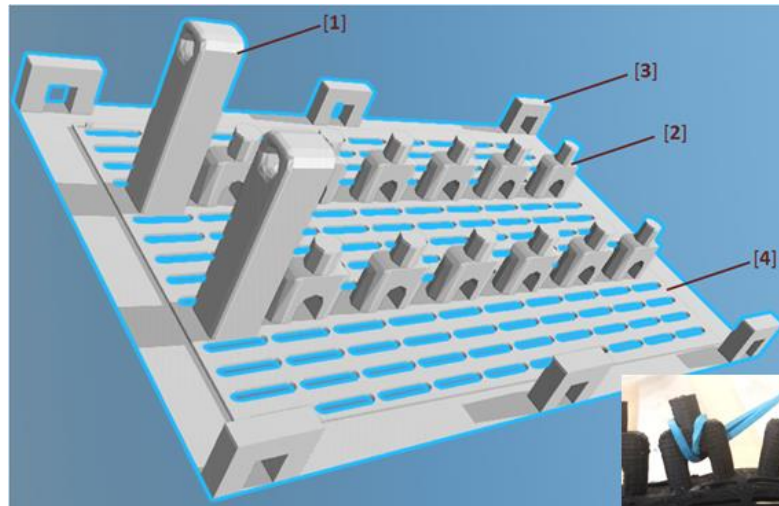
Outro ponto decorrido desta segunda impressão foi sobre a espessura da base do suporte, que dificultou a modelagem por água quente. A espessura de 2 mm foi considerada grossa, pois a base da peça não atingiu a temperatura de transição vítrea no seu interior. O resultado foi a quebra da peça no momento de modelagem.

O processo de modelagem também teve que ser repensado para a próxima iteração, pois no referido modelo de suporte não havia apoio para fixar a peça no antebraço, tanto para ela tomar a forma desejada, quanto para o processo de resfriamento pós-modelagem.

Contudo, o material de impressão se mostrou promissor, pois o modelo amoleceu um pouco, apesar de ter quebrado no processo de modelagem devido a espessura da peça. Outra condição favorável do modelo foi o formato da base com aberturas elípticas, que garantiram a resistência mecânica da peça no sentido do comprimento.

Deste modo, novas mudanças foram realizadas na peça, a fim de eliminar os problemas ocorridos no modelo anterior e manter a função dos componentes. O primeiro design a ser repensado foi o dos ganchos, então o sistema de fixação [2] do conector de tensão passou a ter um formato de arco com um pino superior, o elástico é preso no pino e passa por dentro do arco (Figura 30).

Figura 29: Primeiro modelo tridimensional peça-antebraço no Creo Parametric.



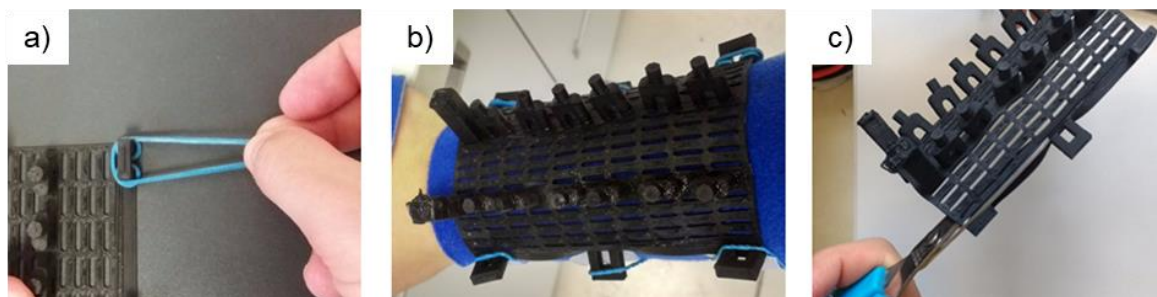
Fonte: Colaboração com DE CARVALHO (2017).

Após uma nova análise das medidas da mão e antebraço de Emmanulle, percebeu-se que era possível reduzir em 20 mm a altura da peça, diminuindo a quantidade de material e o tempo de impressão. Portanto, as dimensões da torre [1] foram reduzidas na altura de 60 mm para 40 mm, e na base de 11 x 8 mm para 6 x 8 mm.

Uma moldura foi adicionada ao redor da peça, com três pontos de apoio (Figura 30, [3]), que serviram de base para fixar a peça no antebraço durante o processo de modelagem.

Os componentes dessa moldura fixaram três elásticos que envolveram o antebraço para fixação da peça durante a modelagem (Figura 31a e 31b). Uma vez modelada, a moldura foi cortada da peça (Figura 31c).

Figura 30: Peça-antebraço: a) fixação do elástico; b) peça presa no antebraço durante modelagem; c) corte da moldura.



Fonte: Imagens próprias (2017).

A espessura da base também foi reduzida, porém para atingir a dimensão final ideal foram feitos testes com três espessuras diferentes: 0,8 mm, 1,2 mm e 1 mm. A impressão com 0,8 mm se mostrou muito frágil, uma vez rígida a peça quebrou facilmente ao ser submetida a uma tensão. A peça com 1,2 mm de espessura ainda apresentou resistência para tomar a forma

do antebraço durante a modelagem, apesar de ter apresentado ótima resistência a tensão uma vez sólida.

Verificou-se então, que a impressão da peça com espessura de base de 1 mm obteve o melhor desempenho no processo de modelagem, onde facilmente tomou a forma do antebraço e solidificou adequadamente. O resultado foi uma peça resistente e modelada com facilidade (Figura 32).

Figura 31: Modelagem da peça no antebraço.



Fonte: Imagem própria (2017).

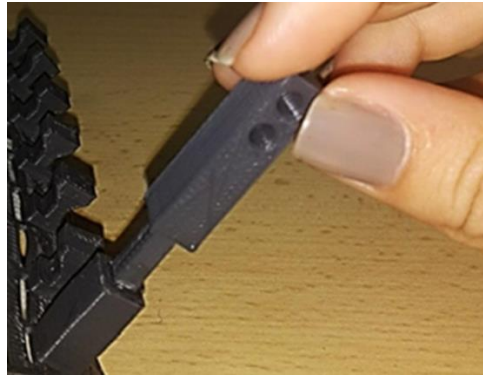
O modelo ainda apresentou problemas de impressão relacionados ao acabamento da peça, especificamente no orifício da torre-guia (Figura 30[1]). A solução encontrada para eliminar esta questão foi a diminuição da velocidade de impressão, o que resultou em um aumento no tempo de impressão total.

Foi possível atingir um acabamento melhor da peça ao imprimi-la em uma velocidade menor, mas buscou-se resolver o problema do orifício sem precisar deste aumento no tempo de impressão. Afinal, na velocidade anterior, a peça como um todo apresentava bom acabamento.

Portanto, para solucionar o problema da impressão do componente torre-guia, optou-se por separá-lo da peça, realizar a sua impressão paralelamente, e só depois encaixá-lo na peça (Figura 33).



Figura 32: Novo sistema para torre-guia.

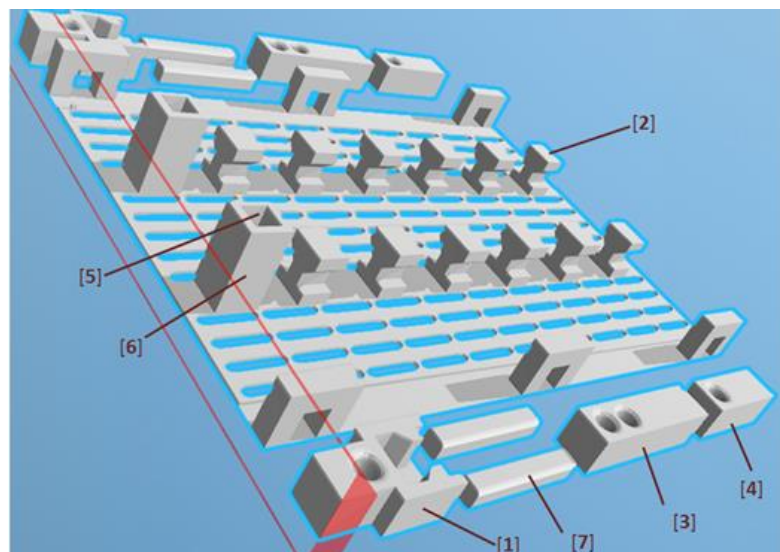


Fonte: Imagem própria (2017).

O modelo tridimensional foi então refeito: o lugar onde era impressa a torre-guia na peça, foi impresso a base (Figura 34[6]) com 15 mm de altura, 10 mm de comprimento e 10 mm de largura, com um vazamento interno (Figura 34[5]) de 7 mm por 7 mm.

Este novo sistema de encaixe permitiu a criação de diferentes alturas para a torre-guia, com 1 orifício para passagem do conector de tensão (Figura 34[4]) ou dois (Figura 34[3]). Os orifícios permanecem com o mesmo diâmetro de 4 mm e a base da torre também possui um vazamento interno para acoplar o pino (Figura 34[7]). O vazamento da torre tem as mesmas dimensões do vazamento da base, porém os pinos têm suas dimensões reduzidas em 0,2 mm, para garantir um encaixe justo.

Figura 33: Segundo modelo tridimensional peça-antebraço no Creo Parametric.



Fonte: Colaboração com DE CARVALHO (2017).

Notou-se que o sistema de fixação com botões em arco exigia, para cada troca de nível de tensão, uma manipulação significativa e complicada de ser realizada com uma mão, reduzindo a autonomia do usuário.

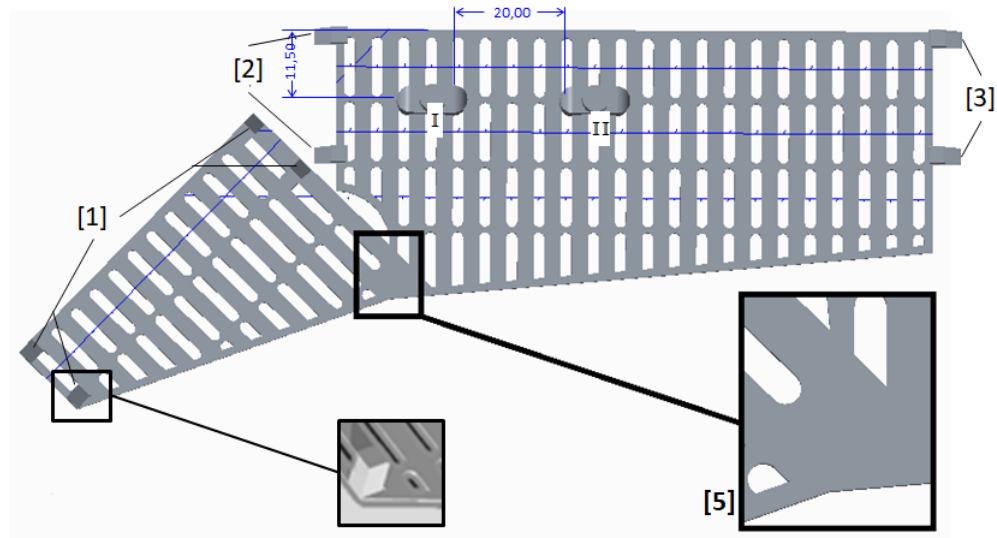






indicador e o fixador [II] (Figura 38II) segue a linha vertical do ponto médio entre o dedo médio e o anelar, ambos 11,5 mm abaixo da linha superior do lado [A] e distantes 20 mm entre si.

Figura 37: Modelo tridimensional da peça da mão.



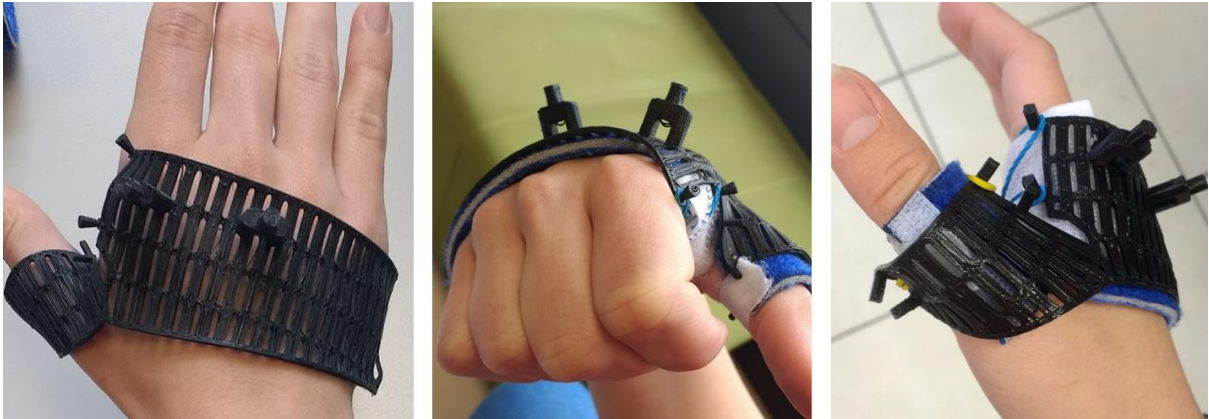
Fonte: Colaboração com DE CARVALHO (2017).

Pequenos pinos de suporte [1], [2] e [3], da Figura 38, foram inseridos para fixar a peça durante a modelagem, eles possuem a mesma função dos pinos da peça de suporte ao antebraço, porém a peça de suporte na mão é menor e exigiu pinos menores.

A parte [A] e [B] desta peça foram unidas pela junção [5] (Figura 38[5]), a estrutura desta parte da peça não possui os furos elípticos, para evitar que a peça quebre durante a modelagem e também fornecer maior resistência no uso da órtese e na imobilização do polegar.

A Figura 39 demonstra o posicionamento da peça na mão e o alinhamento dos componentes de fixação do tensor elástico (Figura 38[I] e [II]) de acordo com a linha do indicador e dedo médio. Os pinos de fixação da peça se mostraram fundamentais durante o processo de modelagem da peça, garantindo um bom acabamento da peça final.

Figura 38: Vistas diferentes do posicionamento da peça na mão durante a modelagem.



Fonte: Imagens próprias (2017).

Por fim, com as dimensões finais das peças de suporte do antebraço e da mão definidas, o tecido espumado para revestimento interno da órtese foi cortado. Assim como os velcros para fixação interna, que foram colados por dentro das peças, permitindo a retirada do tecido para limpeza. A fixação externa foi colada nas extremidades do tecido, com comprimento suficiente para envolver o antebraço e a mão, mantendo a órtese firme (Figura 40).

Figura 39: Posicionamento no antebraço e mão do tecido espumado.



Fonte: Imagem própria (2017).

O corte inicial do tecido foi maior que o tamanho das peças tanto para garantir uma boa cobertura interna quanto para proteger a pele durante a modelagem da peça.

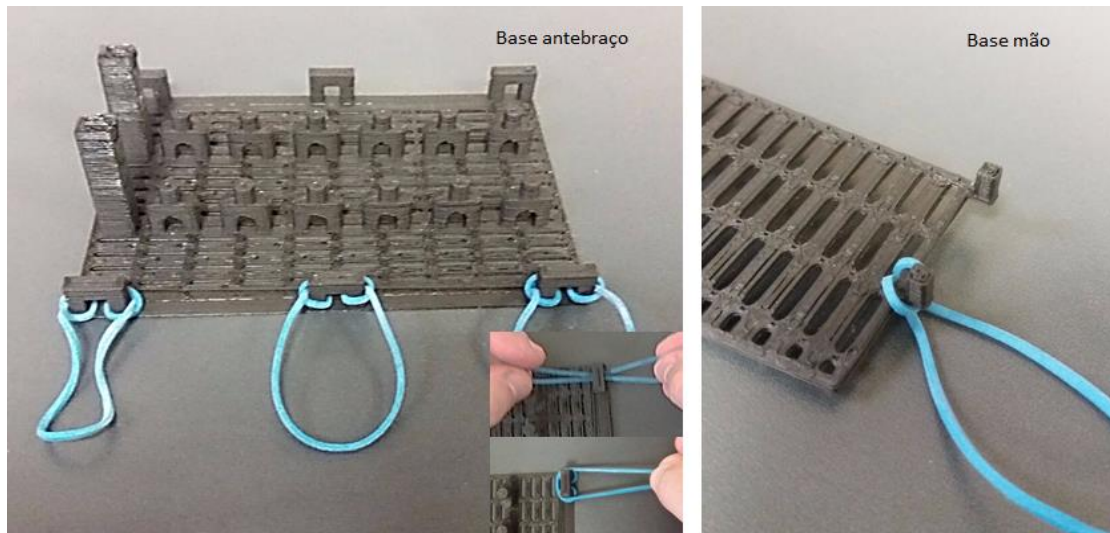
### 6.3.1. PROCEDIMENTO DE MODELAGEM

A partir da impressão de um bom modelo, realizaram-se testes para determinar o melhor método de modelagem da órtese que facilite a reprodução pelo usuário. O material da órtese em PLA permite o amolecimento, da peça impressa, a partir de 40° C e é possível atingir tal temperatura com recursos simples: a imersão da peça em água fervente.

As etapas a seguir apresentam o procedimento desenvolvido para modelar a órtese na usuária.

1. Na peça de suporte do antebraço e da mão foram presos (em apenas uma lateral), nos pinos externos, os elásticos com a função de fixar a peça durante a modelagem. Esta foi a primeira etapa, pois não há como fixar os elásticos depois que a peça amolece (Figura 41).

Figura 40: Posicionamento dos elásticos de fixação da peça.



Fonte: Imagens próprias (2017).

2. Uma luva de plástico foi colocada na mão da criança para evitar contato direto da pele com possíveis respingos de água quente e com a peça aquecida. Os cortes de tecido espumado foram colocados sobre a luva para que a peça se molde ao tamanho do braço já considerando o espaço do tecido (Figura 42).

Figura 41: Proteção do braço com luva e tecido espumado.



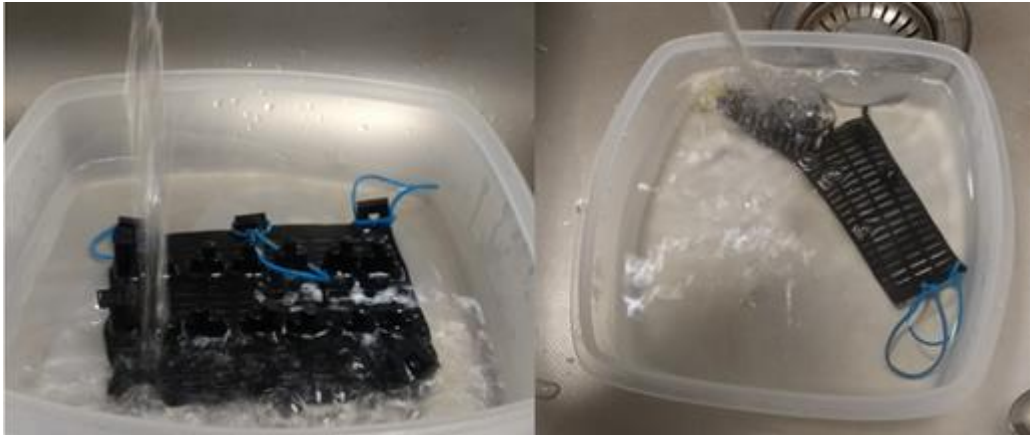
Fonte: Imagem própria (2017).

3. Um recipiente, que proporciona a submersão completa da peça na água, foi separado e posto dentro da pia, pois caso ocorresse uma situação de contato com a água ou peça

quente poder-se-ia abrir a torneira e tentar evitar queimaduras. A primeira peça (suporte do antebraço) foi colocada dentro do recipiente.

4. A água foi aquecida até atingir a temperatura de 100°C e em seguida foi despejada sobre a peça no recipiente (Figura 43). A peça permaneceu submersa por 30 segundos, até que alcançou o estado “borrachoso” desejado.

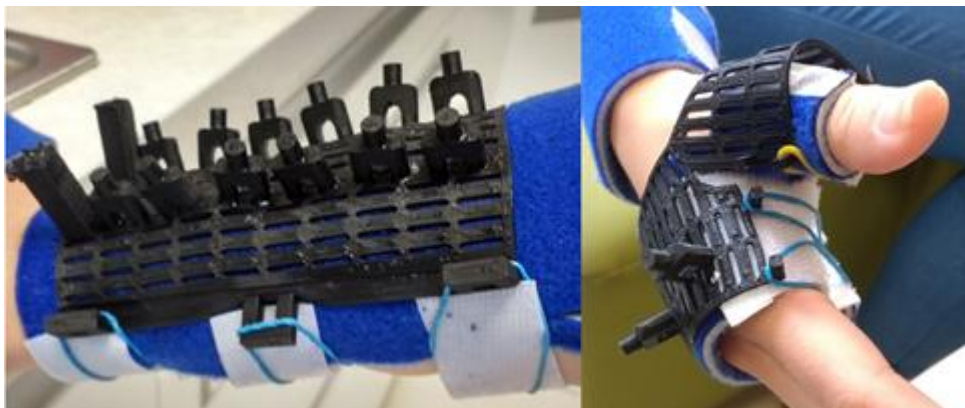
Figura 42: Peças do antebraço e mão submersas em água quente.



Fonte: Imagens próprias (2017).

5. Com o auxílio de um pegador de macarrão a peça foi posicionada sobre o tecido espumado. Os elásticos previamente atados em uma lateral foram presos aos pinos da lateral oposta, passando por baixo do antebraço e fixando a peça (Figura 44).

Figura 43: Fixação das peças no antebraço e mão.



Fonte: Imagens próprias (2017).

6. Após 5 minutos de resfriamento, a peça foi retirada do antebraço e cortaram-se os pinos usados para a fixação durante a moldagem (Figura 45).



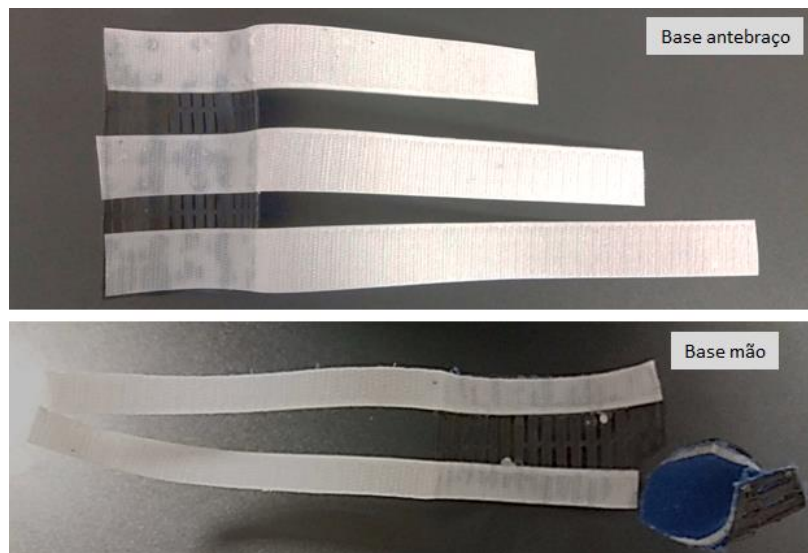
Figura 44: Resultado final das peças resfriadas.



Fonte: Imagem própria (2017).

7. Na parte côncava das peças foram colados os velcros para a fixação do tecido espumado, já cortado no tamanho da órtese (Figura 46).

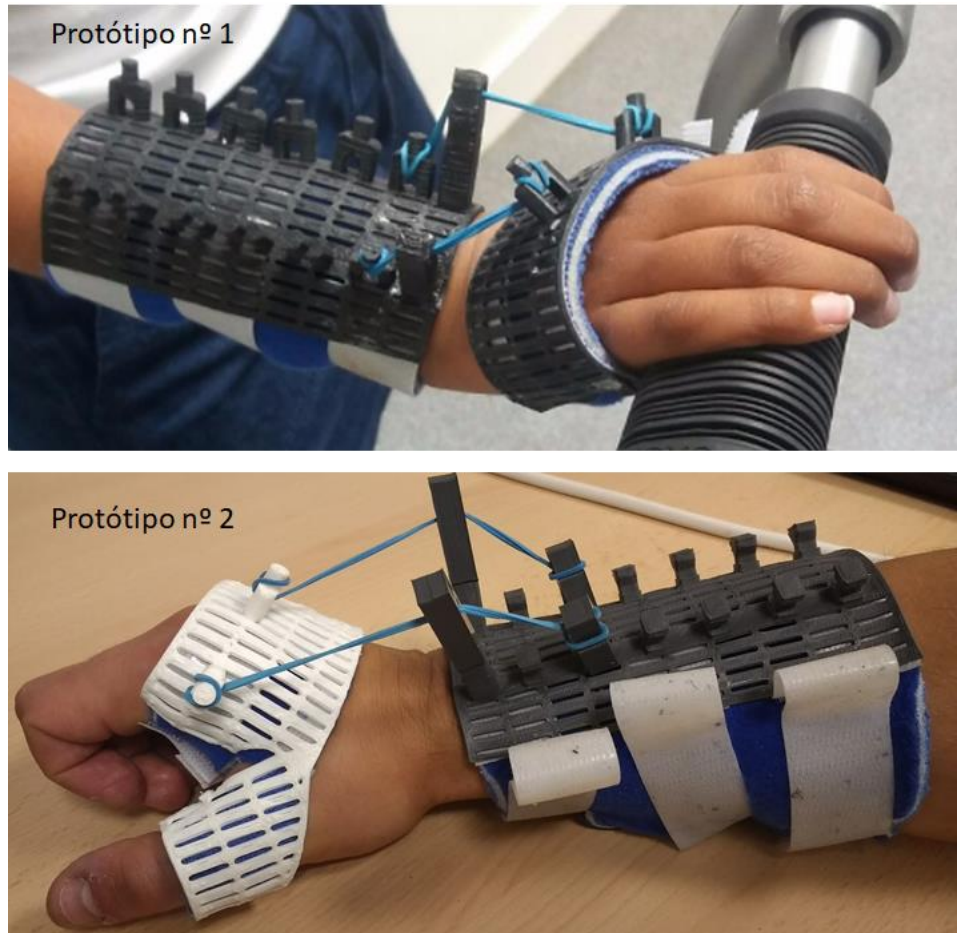
Figura 45: Posicionamento dos velcros na parte interna das peças.



Fonte: Imagem própria (2017).

8. O tecido espumado foi colocado na órtese e os acabamentos finais foram dados. Os dois modelos de órtese foram construídos, ambos atendendo aos requisitos do projeto, sendo que o Protótipo 2 é um melhoramento do Protótipo 1 (Figura 47).

Figura 46: Protótipos funcionais 1 e 2.



Fonte: Imagens próprias (2017).

## 7. CONSIDERAÇÕES FINAIS

### 7.1. CONCLUSÕES E PRINCIPAIS CONTRIBUIÇÕES

As pesquisas revelaram que a hemiplegia é uma patologia subexplorada na área de desenvolvimento de produtos assistivos de auxílio motor, especialmente dispositivos voltados para necessidades específicas do paciente espástico. Por este motivo, a equipe concentrou-se em conhecer as limitações físicas de uma paciente, por meio de interações dinâmicas e por entrevistas com seus pais e profissionais de saúde.

Os aspectos técnicos, tecnológicos e produtivos da órtese foram determinados em relação às necessidades da usuária, em concordância com as considerações feitas por seu fisioterapeuta e neurologista. O desenvolvimento de uma órtese dinâmica atingiu o objetivo de anular a tensão causada pela espasticidade e também de permitir que a criança trabalhe os

movimentos do punho, por este motivo o fisioterapeuta validou os dois protótipos apresentados neste relatório.

O sistema de tensão variável, criado para a órtese, permite que o usuário controle a angulação do punho, reduzindo o tônus muscular e facilitando a realização de algumas atividades diárias, como andar de bicicleta e patinete. Esta função também é de interesse do fisioterapeuta, pois o relaxamento muscular (dos flexores) possibilita a realização de exercícios na musculatura antagonista (músculos extensores).

O objetivo de reprodutibilidade da órtese também foi atingido. As escolhas de fabricação das peças em impressora 3D, utilizando o modo de produção simplificado com o uso de materiais acessíveis, permitiram que o produto possa ser reproduzido pelo usuário. No caso, por ser ainda uma criança em desenvolvimento, o modelo tridimensional finalizado foi disponibilizado para os pais e os detalhes da fabricação foram redigidos em um manual (elaborado por DE CARVALHO, 2017) para que eles possam realizar a reprodução da órtese sempre que seja necessário.

## **7.2. LIMITAÇÕES**

Ainda há abertura para realização de modificações e melhorias na órtese. O requisito estético não foi atingido com êxito, focou-se mais na parte de desenvolvimento de um mecanismo de tensão funcional do que na parte visual. Desta forma, a aparência da órtese não é atrativa e passa a impressão de ter um tamanho maior que o necessário para as dimensões da criança.

Observou-se também que, para o caso da criança, os seis pinos para os níveis de tensão foram superestimados, provavelmente ela só fará uso de dois ou três. Esta suposição abre espaço para a redução do tamanho da órtese, contudo não puderam ser feitas alterações pois faltavam as interações do fisioterapeuta com a órtese, nos exercícios de reeducação muscular.

## **7.3. TRABALHOS FUTUROS**

Durante todo o processo de concepção a equipe teve o cuidado de desenvolver o método e o modelo de órtese que possa ser reproduzido (“refabricado”) pelo próprio usuário. Percebeu-se que esta reprodutibilidade da órtese abre espaço para a difusão do modelo



tridimensional e sua fabricação por outros usuários que se enquadram nos casos de limitação motora do membro superior, seja a origem por hemiplegia ou outra doença.

Pode haver assim o interesse de verificar se o processo de desenvolvimento e produção da órtese dinâmica, desenvolvida neste projeto, pode ser aplicado para outros usuários. O sistema de tensão também permite a discussão sobre sua funcionalidade terapêutica e quais ganhos e perdas o paciente pode adquirir com o uso da órtese.

## REFERÊNCIAS

ABASCAL, J. et al. **USERfit Tool. A Tool to Facilitate Design for All.** Lecture Notes in Computer Science, v. 26, n, 15, p. 141-152. 2003.

AMARAL, Daniel Capaldo. ROZENFELD, Henrique. FORCELLINI, Fernando Antônio. TOLEDO, José. **Gestão de Desenvolvimento de Produtos: Uma Referência Para Melhoria do Processo.** 1ª edição. 2006.

BACK, Nelson, et al. **Projeto integrado de produtos.** Barueri - São Paulo: Manole. 2008.

BERSCH, Rita. **Introdução à Tecnologia Assistiva.** Site [www.assistiva.com.br](http://www.assistiva.com.br). Porto Alegre-RS. 2017. Disponível em: [http://www.assistiva.com.br/Introducao\\_Tecnologia\\_Assistiva.pdf](http://www.assistiva.com.br/Introducao_Tecnologia_Assistiva.pdf). Acesso em: 12/04/2019.

BLOG LEAP MOTION. Disponível em: <http://blog.leapmotion.com>. Acesso em: 9 de abril de 2019.

BRASIL. **Tecnologia Assistiva.** Comitê de Ajudas Técnicas. 138 f. Brasília. CORDE. Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. 2009.

BURNS, C. et al. **Transformation Design.** Red Paper 02. Design Council, UK, 2006.

BURTNER, P.A. WOOLLACOTT, M.H. QUALLS, O. **Stance balance control with orthoses in a group of children with spastic cerebral palsy.** Developmental Medicine & ChildNeurology. v.41, n.11. 1999.

COTON, Justine. VEYTIZOU, Julien. MARTINAT, Jonathan. BARRA, Kevin. THOMANN, Guillaume, et al.. **Etude pilote pour l'utilisation de la Kinect V2 pour l'évaluation motrice des maladies neuromusculaires.** Cas de la MFM.. Colloque "Jeunes Chercheuses Jeunes Chercheurs", Jun 2015, Paris, France. - (3), pp.23, Handicap Vieillessement Indépendance Insertion Technologies.

DE CARVALHO, V. **Design methodology for the development of an upper limb orthosis for a hemiplegic patient.** Master Génie Industriel, Grenoble INP. France. 2017.

DINI, P. D. DAVID, A. C. **Repetibilidade dos parâmetros espaço-temporais da marcha: comparação entre crianças normais e com paralisia cerebral do tipo hemiplegia espástica.** Rev. bras. fisioter. V.13 n. 3. São Carlos. 2009.

FONSECA, L. F. PIANETTI, G. XAVIER, C. C. **Compêndio de neurologia infantil**. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan. 2002.

GABILLAT, Claire. **Hémiplégie - Définition, causes et symptômes**. Le Journal des Femmes. Sante-Medicine.net. Mai-2017.

HASSOUN H. **Présentation complète de Kinect**. Supinfo – International University. 2011.

JUNIOR, José Antonio Duarte. **Sistema baseado em kinect para avaliação de amplitude de movimento de membros superiores e controle de protótipo de uma órtese ativa**. Trabalho de Conclusão apresentado ao Curso de Engenharia de Computação da Universidade de Santa Cruz do Sul. 2016.

KRIPPENDORFF, Klaus. **Design centrado no ser humano: uma necessidade cultural**. Estudos em Design. Rio de Janeiro. v. 8, n. 3, p.87 – 98. Setembro - 2000.

LEE, Y. **Design Participation tactics: Redefining User Participation in Design**. Design Research Society. Lisboa, IADE, 2006.

LEITE, J.M.R.S.; PRADO, G.F. **Paralisia cerebral: Aspectos Fisioterapêuticos e Clínicos**. Rev. Neurociênc. V. 12, n. 1, 2004

LEVY, A. E; CORTÉS BARRAGÁN, J. M. **Ortopodología y aparato locomotor: ortopedia de pie y tobillo**. Elsevier España, 2003.

MALLIN, Sandra S. V. CARVALHO, Hélio G. **Assistive Technology and User-Centered Design: Emotion as Element for Innovation**. 6th International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics (AHFE 2015) and the Affiliated Conferences, AHFE 2015. Curitiba. Brasil. 2015.

MASSOCO, D. LUCINIO, L. SANTOS, R. **Hemiplegia: Uma revisão bibliográfica**. III Encontro Científico do GEPro. Faculdade de Tecnologia de Jahu. 2013.

O’SULLIVAN, S.B.; SCMHMITZ, T.J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. 4ª ed. São Paulo, Manole, 2004.

PEREIRA, R. MORALES A. **Estudo do Comportamento Térmico e Mecânico do PLA Modificado com Aditivo Nucleante e Modificador de Impacto**. Polímeros, vol. 24, n. 2, p. 198-202. 2014.

PHILLIPS, B. ZHAO, H. **Predictors of Assistive Technology Abandonment**. Assistive Technology, v. 5, n. 1, p. 36–45, 1993.

PINTO, Marcel de Gois. **Modèle de processus pour la conception de produits d’assistance aux personnes en situation de handicap : cas d’étude sur la mobilité personnelle**. Autre. Université Grenoble Alpes. France. 2016.

POULSON, D. ASHBY, M. RICHARDSON, S. **USERfit: A Practical handbook on User Centred Design for Assistive Technology**. 1996.

POULSON, D.F. RICHARDSON, S.J. **USERfit – A Framework for User Centred Design in Assistive Technology**. Technology and Disability. 9, 163–171. 1998.

RAHMAN, Akhlaquor. AL-JUMAILY, Adel. **Design and Development of a Hand Exoskeleton for Rehabilitation Following Stroke**. Procedia Engineering, Volume 41. 2012.

SANTANA, L. AHRENS, C.H. NETTO, A.C.S. OLIVERIA, G.M.B. MERLINI, C. **Avaliação da composição química e das características térmicas de filamentos de PLA para impressoras 3D de código aberto**. Congresso de Engenharia Mecânica – CONEM. Fortaleza, CE. 2016.

SHOTTON, J. et al. **Real-time human pose recognition in parts from single depth images**, **Proceedings of the 2011 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)**. p. 1297-1304. p. 20-25. 2011.

SLACK, Nigel. BRANDON-JONES, Alistair. JOHNSTON, Robert. **Administração da Produção**. 4ª edição. São Paulo. 2015.

THOMANN, Guillaume. **Méthodologies de conception de systèmes dans le médical : prise en compte des spécificités utilisateurs**. Génie mécanique [physics.class-ph]. Communauté Université Grenoble Alpes. 2016.

TOSMANN, J. M. **A importância em manter as mãos sempre protegidas**. Revista CIPA on-line. 9 de agosto de 2018. Disponível em: <http://revistacipa.com.br/importancia-em-manter-as-maos-sempre-protegidas/>. Acesso em: 12/04/2019.

USA. **Lei Pública, 108-364. Assistive Technology**. Act. Seção 3. Definições. Documento de Legislação. 25 de outubro de 2004.

VEYTIZOU, Julien. **Caractérisation des spécificités motrices d'utilisateurs en situation de handicap : Application à la conception de systèmes personnalisables pour la pratique musicale**. Interface hommemachine. Université de Grenoble. 2014.